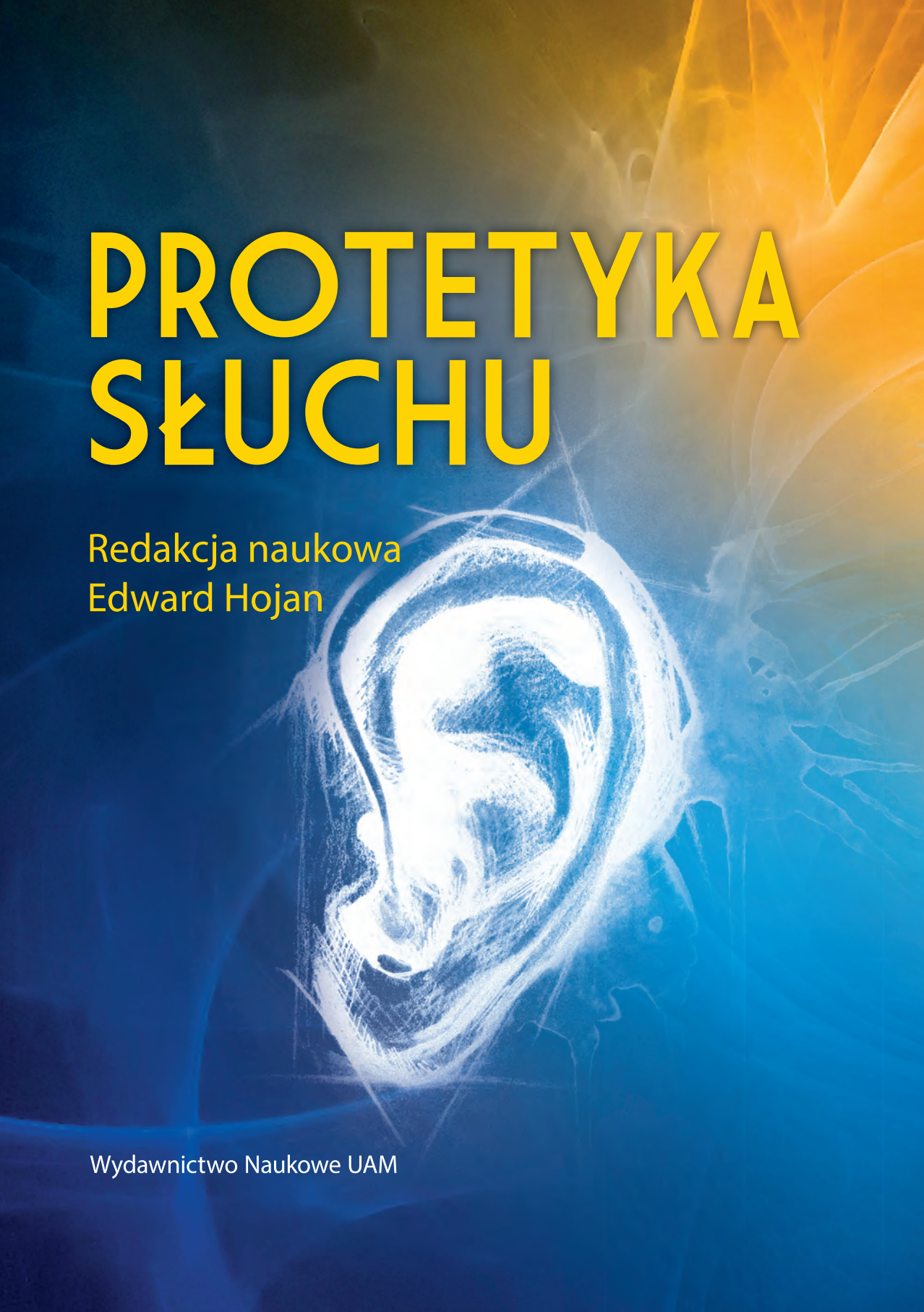
PROTETYKA SŁUCHU

Redakcja naukowa
Edward Hojan



Wydawnictwo Naukowe UAM

PROTETYKA SŁUCHU

UNIWERSYTET IM. ADAMA MICKIEWICZA W POZNANIU

SERIA AKUSTYKA NR 19

PROTETYKA SŁUCHU

Redakcja naukowa

EDWARD HOJAN

WYDAWNICTWO NAUKOWE

POZNAŃ 2017

ABSTRACT. Hojan Edward (ed.), *Protetyka słuchu* [Hearing healthcare profession]. Poznań 2014. Adam Mickiewicz University Press. Seria Akustyka nr 19, Pp. 863. ISBN 978-83-232-2748-9. ISSN 0554-8039. Text in Polish with a summary in English.

This book presents a range of issues related to the physiology and pathology of the hearing organ as well as the procedures for testing hearing by using subjective and objective methods. In particular, it deals with topics relating to the perception of the speech signal and the rehabilitation of people suffering from hearing deficiencies by using hearing aids and cochlear implants.
The book discusses in detail certain aspects of selecting and fitting the appropriate hearing aids, depending on specific types of hearing disorders and by taking into account the latest developments in digital and computer technology. Modern assistive hearing devices which are based on wireless technologies are presented here.
This monograph is mainly aimed at students who have chosen hearing healthcare profession as their area of specialization at the BA and MA levels, whereas certain passages of the book are also directed at students of post-secondary vocational schools which offer education in this field.
The book should also be of interest to all those practitioners, including doctors, who act to the benefit of people who are hard of hearing.

Edward Hojan, Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu, Wydział Fizyki, Instytut Akustyki, Zakład Elektroakustyki, ul. Umultowska 85, 61-614 Poznań, Poland

Recenzent: prof. zw. dr hab. inż. Adam Lipowczan

Publikacja dofinansowana przez
Rektora Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu
oraz Wydział Fizyki UAM

© Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu,
Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań 2014

Rysunek na okładce: Monika Jezierska

Projekt okładki: Helena Oszmiańska-Napierała

Redaktor: Katarzyna Muzia

Redaktor techniczny: Dorota Borowiak

Łamanie tekstu: Danuta Kowalska

ISBN 978-83-232-2748-9
ISSN 0554-8039

WYDAWNICTWO NAUKOWE UNIWERSYTETU IM. ADAMA MICKIEWICZA W POZNANIU
UL. FREDRY 10, 61-701 POZNAŃ
www.press.amu.edu.pl
Sekretariat: tel. 61 829 46 46, faks 61 829 46 47, e-mail: wydnauk@amu.edu.pl
Dział Promocji i Sprzedaży: tel. 61 829 46 40, e-mail: press@amu.edu.pl

Wydanie I – dodruk. Ark. wyd. 55,00. Ark. druk. 54,00.

DRUK I OPRAWA: VOLUMINA.PL DANIEL KRZANOWSKI, SZCZECIN, UL. KS. WITOLDA 7-9

SPIS TREŚCI

Przedmowa (EDWARD HOJAN) 7

1. SŁUCH

ANDRZEJ OBRĘBOWSKI, Fizjologia i patologia słuchu 11
ALEKSANDER SĘK, Percepcyjna analiza dźwięku w układzie słuchowym 33
EDWARD HOJAN, DOROTA HOJAN-JEZIERSKA, Percepcja monauralna i binauralna 59
BOŻENA WISKIRSKA-WOŹNICA, Elementy foniatrii i logopedii 69
EWA SKRODZKA, EDWARD HOJAN, Psychospołeczne problemy osób z ubytkami słuchu 81
ANNA PREIS, ROMAN GOŁĘBIEWSKI, Wpływ hałasu na organizm ludzki 93
MARIOLA ŚLIWIŃSKA-KOWALSKA, Kliniczne i orzecznicze aspekty uszkodzenia słuchu przez hałas 129
DOROTA HOJAN-JEZIERSKA, ARTUR DURAJ, EDWARD HOJAN, Ochronniki słuchu 139

2. WYBRANE METODY BADANIA SŁUCHU

ANNA FURMANN, Metody subiektywne badania słuchu 153
KRZYSZTOF KOCHANEK, LECH ŚLIWA, Metody obiektywne badania słuchu 211
ANDRZEJ WICHER, Otoemisja akustyczna 249
EWA SKRODZKA, Audiometria mowy 275
JĘDRZEJ KOCIŃSKI, HONORATA HAFKE-DYS, ANNA PREIS, Subiektywne metody oceny zrozumiałości mowy 309
ANNA FURMANN, Audiometria dziecięca 325
EDWARD HOJAN, Wyznaczenie resztkowego pola słuchowego 355

3. SZUMY USZNE

GRAŻYNA BARTNIK, Definicja, charakterystyka szumów usznych i nadwrażliwości słuchowej..... 367
DOROTA HOJAN-JEZIERSKA, Terapia metodami alternatywnymi 401

4. UKŁADY KORYGUJĄCE NIEDOSŁUCH

APARATY SŁUCHOWE

EDWARD HOJAN, MICHAŁ GAŁUSZKA, ROMAN GOŁĘBIEWSKI, Podstawowe elementy składowe aparatu słuchowego 415
EDWARD HOJAN, ROMAN GOŁĘBIEWSKI, Współczesne rozwiązania technologiczne w aparatach słuchowych 439
DOROTA HOJAN-JEZIERSKA, ARTUR DURAJ, Wkładka uszna – elementy otoplastyki 481

ROMAN GOŁĘBIEWSKI, MICHAŁ GAŁUSZKA, Wyposażenie dodatkowe współpracujące z aparatami słuchowymi ... 515
EDWARD HOJAN, ROMAN GOŁĘBIEWSKI, Miernictwo aparatów słuchowych ... 529
ROMAN GOŁĘBIEWSKI, ARTUR DURAJ, Pomiary na uchu rzeczywistym ... 551
EDWARD HOJAN, ROMAN GOŁĘBIEWSKI, ALEKSANDER SĘK, Reguły dopasowania aparatów słuchowych ... 571
ROMAN GOŁĘBIEWSKI, Wybór aparatu słuchowego ... 617
EDYTA BOGUSZ-WITCZAK, EWA SKRODZKA, Dopasowanie aparatu słuchowego z wykorzystaniem analizy percentylowej sygnału mowopodobnego ISTS ... 631
EDWARD HOJAN, Dopasowanie otwarte ... 645
ANNA FURMANN, KARINA MRUGALSKA-HANDKE, Dopasowanie aparatów słuchowych u niemowląt i dzieci ... 655
EDWARD HOJAN, PIOTR ŚWIDZIŃSKI, Protezowanie słuchu w wybranych przypadkach patologii ... 677
EDWARD HOJAN, Rehabilitacja po dopasowaniu pomocy słuchowej ... 693
EDWARD HOJAN, ROMAN GOŁĘBIEWSKI, Ocena skuteczności dopasowania pomocy słuchowej ... 709

IMPLANTY

ŁUKASZ OLSZEWSKI, MAREK POROWSKI, Implanty ucha środkowego ... 729
MICHAŁ KARLIK, PIOTR ŚWIDZIŃSKI, Implanty ślimakowe, hybrydowe, pniowe ... 751
ANNA RATUSZNIAK, MACIEJ MRÓWKA, Implanty kostne ... 767
OLGIERD STIELER, Programowanie procesorów mowy w implantach ... 789

5. PUNKT PROTETYCZNY

AGNIESZKA RUTA, Profesjonalna obsługa i komunikacja z pacjentem ... 799
RADOSŁAW KRUZEL, Algorytm obsługi pacjenta w punkcie protetycznym ... 821
ROMAN GOŁĘBIEWSKI, EDWARD HOJAN, Serwisowanie i diagnostyka aparatów słuchowych w punkcie protetycznym ... 833

6. PROTETYKA SŁUCHU

EDWARD HOJAN, Protetyka słuchu – co dalej? ... 845

Indeks rzeczowy ... 853

Hearing healthcare profession (Summary) ... 859

Noty o autorach ... 861

PRZEDMOWA

W roku 1947, z inicjatywy prof. dr. hab. M. Kwieka, na Uniwersytecie Poznańskim została utworzona i wyodrębniona placówka naukowa zajmująca się wyłącznie akustyką. Podstawowe jej kierunki badań związane były z: psychoakustyką, akustyką muzyczną, akustyką wnętrz, akustyką hałasów, wybranymi działami akustyki fizycznej i technicznej. Tak rozległa tematyka badań wynikała przede wszystkim z niezwykle szerokich zainteresowań naukowych profesora.

Prof. M. Kwiek zginął w katastrofie samolotowej 19 grudnia 1962 r. Kierownictwo katedry objęła pani prof. dr hab. R. Ryffert, a po roku 1981 prof. dr hab. E. Ozimek. W latach 1987–1996 Instytutem Akustyki kierował prof. dr hab. E. Hojan.

Moje zainteresowania naukowe związane były przede wszystkim z elektroakustyką. W tym obszarze aktywnie współpracowałem naukowo z wieloma ośrodkami uniwersyteckimi, między innymi na terenie Niemiec, pielęgnując nawiązane kontakty w ramach stypendium Humboldta. Ta działalność pozwoliła właścicielom niemieckiej firmy sieciowej, którzy planowali otworzyć na terenie Polski (po roku 1989) sieć punktów sprzedaży aparatów słuchowych, „odkryć" mnie jako osobę, która być może podjęłaby się kształcenia osób dopasowujących te aparaty osobom niedosłyszącym – nie było wówczas nawet polskiej nazwy tego zawodu. Pierwsze rozmowy przeprowadzone w naszej Uczelni (dziekan Wydziału Matematyki i Fizyki prof. dr hab. R. Makarewicz, rektor UAM prof. dr hab. J. Fedorowski) dodały sił do kolejnych rozmów z władzami Akademii Medycznej (program studiów wymagał aktywnego uczestnictwa lekarzy).

Rektor Akademii Medycznej prof. dr hab. A. Pruszewicz i prodziekan Wydziału Lekarskiego prof. dr hab. A. Obrębowski, wówczas pracownicy Kliniki Audiologii i Foniatrii, nie tylko poparli idę kształcenia studentów we wskazanym obszarze wiedzy, ale bardzo czynnie ustosunkowali się do wielu zagadnień merytorycznych związanych z tym szkoleniem.

Była zgoda władz obu uczelni, było zapotrzebowanie na absolwentów nowego kierunku studiów, a nie było programu nauczania, zespołu do prowadzenia zajęć, miejsca na laboratoria oraz odpowiedniego ich wyposaże-

nia. Rozpoczęło się intensywne samokształcenie pracowników naukowych Instytutu Akustyki (wyjazdy do Lubeki i Hamm), remont pomieszczeń na laboratoria (piwnice w gmachu instytutu przy ul. Matejki), „zdobywanie" sprzętu.

Po wielu staraniach, w ramach których ustalono program kształcenia, skompletowano wyposażenie pracowni studenckich, dobrano kadrę wykładowców, na podstawie konkursu ogłoszonego w radiu wybrano (spośród różnych propozycji, np. ucholog, audioprotetyk, audiometrysta) nazwę nowego zawodu – protetyk słuchu.

22 maja 1992 r. Rada Wydziału Matematyki i Fizyki UAM powołała trzyletnie Studium Zawodowe z Akustyki o specjalności protetyka słuchu.

Rozmowa kwalifikacyjna dla kandydatów została przeprowadzona 8 września 1992 r. Na pierwszy rok studiów przyjęto 17 osób. Nowy zawód został umieszczony na stosownej liście Związku Rzemiosła Polskiego pod numerem 127.

Zajęcia dydaktyczne na pierwszym roku studiów rozpoczęły się 1 października 1992 r., w całości z zakresu teorii (pomieszczenia laboratoryjne były remontowane, usilnie zabiegano o środki finansowe na zakup sprzętu).

Pierwsi nasi wykładowcy uzupełniali swoją wiedzę specjalistyczną w Lubece, Hamm, Dortmundzie i Dreźnie. Mówiliśmy wtedy często, że z danym tematem zajęć wyprzedzamy naszych studentów o „jedną noc". Wykładowy z Lubeki i Hamm przyjeżdżali do nas.

Studenci odbywali praktyki w Hamm, Magdeburgu, Berlinie, Dortmundzie.

Pierwszy egzamin dyplomowy zdawano w dwóch turach, to jest w czerwcu i sierpniu 1995 r. Egzamin składał się z części teoretycznej i praktycznej (praca z pacjentem).

9 września 1995 r. w Sali Lubrańskiego UAM odbyło się uroczyste dyplomatorium pierwszego rocznika absolwentów Studium Zawodowego z Akustyki o specjalności protetyka słuchu.

Kolejne lata to kolejne roczniki studentów, udoskonalanie programu nauczania (zbliżenie do praktyki), uzupełnianie wyposażenia laboratoriów. Pojawiła się pilna potrzeba przygotowania podręczników dla naszych studentów. Pierwszą monografię *Akustyka aparatów słuchowych*, w której zaprezentowano ogół zagadnień teoretycznych i praktycznych związanych z protezowaniem słuchu osób słabosłyszących, przygotowałem w roku 1997. Podkreślono w niej przede wszystkim aspekt fizyczny i psychoakustyczny tych zagadnień.

Książka powstała na podstawie prac badawczych i moich wykładów prowadzonych w Instytucie Akustyki i Studium Protetyki Słuchu Uniwersy-

tetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu. Przeznaczona była przede wszystkim dla studentów studium oraz słuchaczy kursów podyplomowych z zakresu protetyki słuchu, prowadzonych w naszym instytucie, w wybranych fragmentach również dla lekarzy diagnozujących niedosłuch. Publikacja była (został wyczerpany cały jej nakład) także pomocna praktykom przygotowującym się do formalnego usankcjonowania wykonywanego zawodu protetyka słuchu. Czytelnicy zainteresowani tekstami źródłowymi oraz szczegółami natury techniczno-technologicznej mogli skorzystać z bibliografii załączonej do każdego rozdziału.

Bliski długoletni kontakt z osobami słabosłyszącymi wpłynął nie tylko, tak sądzę, na treść i formę moich wykładów uniwersyteckich, ale również uświadomił mi konieczność przygotowania nowego podręcznika z tego zakresu zagadnień.

W roku 2001 ukazała się książka pt. *Miernictwo aparatów słuchowych*, w której głównie skupiłem się na problemach związanych z procedurami pomiarów aparatów słuchowych, w wybranych zagadnieniach odwołując się do kolejnych wydań mojego podręcznika *Nagłaśnianie pomieszczeń i przestrzeni otwartej* z roku 1988 i 2003.

Nowe własne doświadczenia, nabyte podczas konsultacji procesu rehabilitacji osób niedosłyszących w firmie Fono Centrum Protetyki Słuchu, obserwacje procesu usługi na rzecz osób słabosłyszących, prezentowane podczas licznych konferencji naukowych w kraju i za granicą, jak i wspólne z moimi studentami (Wydział Fizyki UAM w Poznaniu, Instytut Akustyki, kierunek akustyka, specjalizacja protetyka słuchu) poszukiwania literaturowe doprowadziły do przygotowania w roku 2009 nowego podręcznika – *Dopasowanie aparatów słuchowych*. Szczegółowo omówiono w nim tematykę doboru i dopasowania aparatu słuchowego zarówno u dzieci (także niemowląt), jak i osób dorosłych.

Protetyka słuchu w naszym instytucie doczekała się jubileuszu dwudziestolecia, a ja uznałem, że nadszedł czas, by przygotować kolejny podręcznik, który tym razem stanowiłby monografię – kompendium wiedzy z zakresu protetyki słuchu. Do współpracy zaprosiłem osoby, w moim przekonaniu, najbardziej kompetentne do zaprezentowania całości zagadnień związanych z protetyką słuchu – współautorów, którzy wywodzą się z Instytutu Akustyki UAM, a także zaprzyjaźnionych, wybitnych naukowców i dydaktyków (w tym lekarzy) z innych ośrodków.

Monografia jest skierowana do studentów o specjalizacji protetyka słuchu na poziomie licencjackim i magisterskim, a w wybranych fragmentach również do słuchaczy szkół policealnych o tym profilu nauczania. Nie-

uchronne stało się występowanie pewnych powtórzeń, wynikające z różnego podejścia do zbliżonych zagadnień kolejnych współautorów. Mamy nadzieję, że okaże się także interesująca dla wszystkich praktyków, w tym lekarzy działających na rzecz osób słabosłyszących.

Dziękuję wszystkim za przyjęcie zaproszenia do stworzenia tej monografii, za ich wielki trud. Jestem przekonany, że warto było go podjąć dla dobra naszych uczniów i pacjentów, dla dobra pracujących na rzecz osób słabosłyszących, a w konsekwencji – dla ich dobra.

Moje podziękowania kieruję również do Rektora UAM prof. dr. hab. Bronisława Marciniaka, dziekana Wydziału Fizyki prof. dr. hab. Antoniego Wójcika oraz do dyrektora Instytutu Akustyki prof. dr. hab. Rufina Makarewicza – za dofinansowanie publikacji.

Bardzo serdecznie dziękuję dyrektor Wydawnictwa Naukowego UAM pani mgr Marzennie Ledzion-Markowskiej za niezwykłą przychylność.

Duszą prac redakcyjnych była pani mgr Katarzyna Muzia, która wraz z panią Dorotą Borowiak i panią Danutą Kowalską pomogły mi nadać tej monografii ostateczną formę – bardzo im dziękuję.

Dziękuję mojej Beacie za akceptację wiecznej „nieobecności" w trakcie prac nad tą publikacją, pomimo że ciągle byłem blisko Niej.

Poznań, sierpień 2014 r.

Edward Hojan

1 SŁUCH

ANDRZEJ OBRĘBOWSKI

FIZJOLOGIA I PATOLOGIA SŁUCHU

Zadaniem układu słuchowego jest przeniesienie energii akustycznej z zakodowaną informacją ze środowiska zewnętrznego do ośrodkowego układu nerwowego i po rozkodowaniu włączenie tej informacji do procesu komunikatywnego.

W czynności układu słuchowego zaobserwować można procesy wiązane ze słyszeniem i słuchaniem. O ile słyszenie uwarunkowane jest właściwą percepcją sygnałów mowy i przeniesieniem odpowiednio zakodowanych informacji aż do ośrodków korowych, to słuchanie jest wyrazem rozpoznawania tych sygnałów przy współdziałaniu depozytu pamięciowego (Grant, 2009).

W układzie słuchowym wyróżnia się:

1) część obwodową obejmującą ucho zewnętrzne, ucho środkowe, część ślimakową ucha wewnętrznego z receptorem słuchowym i zwojem spiralnym,

2) część ośrodkową od jąder ślimakowych w rdzeniu przedłużonym do ośrodka korowego słuchu w płacie skroniowym.

Tabela. Struktura narządu słuchu

Ucho zewnętrzne	Ucho środkowe	Ucho wewnętrzne	
Małżowina uszna, przewód słuchowy zewnętrzny: – część chrzęstna – część kostna	jama bębenkowa, trąbka słuchowa (jama bębenkowa – część nosowa gardła), komórki sutkowe	błędnik kostny	błoniasty
		kanał spiralny ślimaka	przewód ślimakowy
		przedsionek: okienko owalne, więzozrost przed-	łagiewka: woreczek, przewód łagiew-

Ucho zewnętrzne	Ucho środkowe	Ucho wewnętrzne	
		sionkowo--strzemiączkowy, okienko okrągłe, błona bębenkowa wtórna	kowo--woreczkowy, worek śródchłonki
		kanały półkoliste: boczny, przedni, tylny	przewody półkoliste: boczny, przedni, tylny

Energia akustyczna w układzie słuchowym przenoszona jest w sposób uprzywilejowany na drodze przewodnictwa powietrznego, a tylko w około 5% na drodze kostnej.

1. PRZEWODNICTWO POWIETRZNE

Energia akustyczna z otoczenia głowy dociera poprzez przewód słuchowy zewnętrzny do błony bębenkowej. W pewnym stopniu pomocną w skupianiu jej w przewodzie słuchowym zewnętrznym jest małżowina uszna nazywana „lejkiem słuchowym" (Seikel, 2005).

Charakterystyka anatomiczna przewodu słuchowego zewnętrznego

1. Część chrzęstna w przedłużeniu jamy muszli, wysłana skórą owłosioną z gruczołami łojowymi i woskowinowymi; dwie szczeliny w ścianie przedniej i dolnej prowadzą do komory przyusznicy.
2. Część kostna wysłana ścieńczałą skórą wrażliwą na urazy; zachyłek przewodu słuchowego zewnętrznego wytworzony przez obniżenie ściany dolnej przed błoną bębenkową; ściana przednia bierze udział w utworzeniu panewki stawu skroniowo-żuchwowego; część kostna nie występuje u noworodków.

   Na granicy części chrzęstnej i części kostnej znajduje się cieśń przewodu słuchowego zewnętrznego. Zagięcie części chrzęstnej wyprostowujemy, odciągając małżowinę uszną ku górze i do tyłu.

Błona bębenkowa o strukturze włóknistej szczelnie zamyka przewód słuchowy zewnętrzny, oddzielając go od jamy bębenkowej. Na błonie bębenkowej zachodzi pierwsza środowiskowa transformacja energii akustycznej: drgania środowiska powietrznego przenoszą się na środowisko stałe. Efektywność dalszego przewodnictwa akustycznego poprzez łańcuch kosteczek słuchowych na ucho wewnętrzne zależy od ustawienia błony bęben-

kowej uwarunkowanego fizjologicznie ciśnieniem w jamie bębenkowej. Prawidłowe ustawienie błony bębenkowej przy zrównoważonym ciśnieniu w jamie bębenkowej i przewodzie słuchowym zewnętrznym w badaniu otoskopowym charakteryzuje się perłowoszarym, połyskliwym jej zabarwieniem i występowaniem tak zwanego refleksu świetlnego w przednio-dolnym kwadrancie.

Charakterystyka morfologiczna błony bębenkowej

Wymiary: 10–11 x 9 mm.
Grubość: 0,1 mm.
Barwa: perłowoszara połyskliwa.
Struktura:
1) część napięta – trzywarstwowa: skórna, włóknista, śluzowa; pierścień włóknisty przytwierdza część napiętą do bruzdy bębenkowej części bębenkowej kości skroniowej;
2) część wiotka – bez warstwy włóknistej, przyczepiona do okostnej łuski kości skroniowej we wcięciu bębenkowym.

Szczegóły anatomiczne: wyniosłość młoteczkowa (wyrostek boczny młoteczka), prążek młoteczka i pępek (rękojeść młoteczka); kwadranty (linia wzdłuż rękojeści młoteczka i prostopadła do niej przez pępek): przednio-górny, przednio-dolny, tylno-górny, tylno-dolny.
Ustawienie w stosunku do płaszczyzn:
1) płaszczyzna pozioma: kąt inklinacji 45–50 otwarty na zewnątrz,
2) płaszczyzna strzałkowa: kąt deklinacji 50 otwarty ku tyłowi.

Ustawienie w stosunku do ścian przewodu słuchowego zewnętrznego:
1) kąt rozwarty 140 ze ścianą tylno-górną,
2) kąt ostry 27 ze ścianą przednio-dolną.

Zawartość jamy bębenkowej:
1) łańcuch kosteczkowy: młoteczek (8–9 mm, 25 mg), kowadełko (7 mm, 30 mg), strzemiączko (3,5 mm, 3–4 mg),
2) połączenia pomiędzy kosteczkami: staw młoteczkowo-kowadełkowy, staw kowadełkowo-strzemiączkowy,
3) więzadła: pasma łącznotkankowe zawieszające kosteczki słuchowe i łączące je ze ścianami jamy bębenkowej,
4) mięśnie śróduszne: mięsień strzemiączkowy (dł. 6,3 mm), mięsień napinacz błony bębenkowej (dł. 25 mm),
5) struna bębenkowa (gałąź nerwu twarzowego) położona pomiędzy rękojeścią młoteczka a odnogą długą kowadełka),
6) naczynia, nerwy aferentne (splot bębenkowy),
7) powietrze.

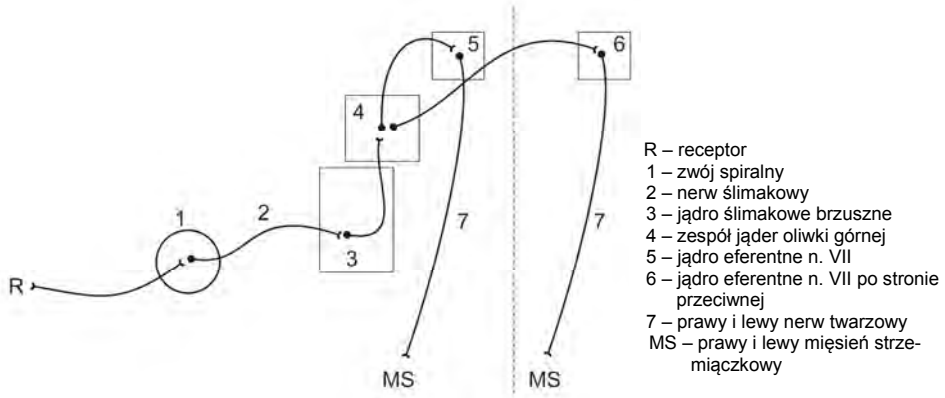
Kosteczki słuchowe z jednej strony łączą się więzozrostowo z błoną bębenkową (rękojeść i wyrostek boczny młoteczka), a z drugiej strony podstawa strzemiączka połączona jest więzadłem pierścieniowatym z okienkiem owalnym błędnika (więzozrost strzemiączkowo-przedsionkowy).

Układ kosteczkowy przenosi energię akustyczną z powierzchni około 85 mm² błony bębenkowej na podstawę strzemiączka o powierzchni około 3,2 mm². Według Bekesy'ego efektywnie drga tylko $^2/_3$ powierzchni błony bębenkowej, to jest około 55 mm². Stosunek tej drgającej powierzchni do powierzchni podstawy strzemiączka wynosi 17 : 1. Daje to wzrost ciśnienia akustycznego o około 25 dB. Na elastyczność łańcucha kosteczkowego wpływają dwa mięśnie śróduszne o strukturze poprzecznie prążkowanej (ryc. 1):

1) mięsień strzemiączkowy unerwiony przez gałąź strzemiączkową nerwu twarzowego,

2) mięsień napinacz błony bębenkowej unerwiony przez gałąź nerwu trójdzielnego.

Odruch akustyczny z mięśnia strzemiączkowego



Ryc. Odruch akustyczny z mięśnia strzemiączkowego

Ważną rolę w utrzymaniu właściwych warunków ciśnieniowych w przestrzeniach ucha środkowego, a zwłaszcza w jamie bębenkowej, odgrywa trąbka słuchowa. Ten przewód chrzęstno-kostny łączy jamę bębenkową z częścią górną gardła (część nosowa), czyli z jamą nosowo-gardłową. Ujście gardłowe trąbki słuchowej leży na bocznej ścianie części nosowej gardła i otoczone jest wałem trąbkowym utworzonym przez skupisko tkanki adenoidalnej zwanej migdałkiem trąbkowym. Ujście gardłowe trąbki, utworzone przez jej część chrzęstną, otwiera się dzięki skurczom mięśni dźwigacza i napinacza podniebienia miękkiego przy połykaniu, w czasie artykulacji niektórych głosek, przy ziewaniu. W sąsiedztwie, przy przejściu stropu gardła w ścianę tylną, leży migdałek gardłowy zwany też trzecim. Dość często wpływa on niekorzystnie na czynność trąbki słuchowej, ograniczając jej drożność przez mechaniczny ucisk lub na skutek wywoływania stanu zapalnego. Prawidłowo funkcjonująca trąbka słuchowa upowietrznia ucho

środkowe, wyrównując ciśnienie w odniesieniu do ciśnienia atmosferycznego. Powietrze wypełniające jamę bębenkową i komórki słuchowe podlega bowiem stałym procesom resorbcyjnym tlenu przez błonę śluzową przy współudziale receptorów ciał kłębkowych rozsianych w błonie śluzowej trąbki słuchowej.

Komórki sutkowe są to jamy kostne wysłane błoną śluzową i wypełnione powietrzem dzięki połączeniu z jamą bębenkową. Przypuszcza się, że dzięki właściwościom rezonacyjnym odgrywają one rolę w selekcjonowaniu energii akustycznej.

2. PRZEWODNICTWO KOSTNE

Energia akustyczna ze środowiska powietrznego wokół głowy przenosi się na kości czaszki w sposób pośredni z jej osłabieniem o 30–60 dB (pośrednie przewodnictwo kostne) na skutek dużej impedancji pomiędzy środowiskami. Jeżeli źródło dźwięku przylega bezpośrednio do czaszki (wibrator kostny), to w tym bezpośrednim przewodnictwie kostnym energia akustyczna osłabia się o 30–40 dB (Kotyło, 2005). Przeniesienie energii akustycznej z układu kostnego czaszki na płyny ucha wewnętrznego przebiega na dwóch etapach: (1) kostno-ślimakowym, czyli bezpośrednio na błędnik kostny; (2) kostno-bębenkowym – drgania całej czaszki przenoszone są poprzez ściany jamy bębenkowej na drogę przewodnictwa powietrznego. Przypuszcza się, że w doprowadzeniu energii akustycznej do receptora słuchowego udział biorą trzy mechanizmy:

1) bezwładnościowy, polegający na przenoszeniu drgań kości czaszki na podstawę strzemiączka z odpowiednim opóźnieniem uwarunkowanym bezwładnością,

2) przemieszczeniowy, w którym drgania kości czaszki poprzez wyrostek stawowy żuchwy i przewód słuchowy zewnętrzny włączane są do drogi przewodnictwa powietrznego,

3) kompresyjny, wykorzystujący zjawiska kompresji i dekompresji błędnika pod wpływem energii akustycznej prowadzące do przemieszczenia płynowego dzięki więzozrostowym zamknięciom obu okienek, to jest okienka owalnego (przedsionka) i okrągłego (ślimaka).

Do drugiej transformacji środowiskowej energii akustycznej w przewodnictwie powietrznym dochodzi w okienku owalnym przedsionka błędnika kostnego, w którym dzięki więzadłowemu połączeniu drgania podstawy strzemiączka przenoszone są na środowisko płynowe ucha wewnętrznego.

Energia akustyczna przetransponowana zostaje na energię hydromechaniczną płynów błędnikowych. W kanale spiralnym ślimaka przedzielonym na schody przedsionka (część górna) i schody bębenka (część dolna) możliwe jest przemieszczenie płynowe, a więc powstanie fali dzięki połączeniu tych schodów poprzez szparę osklepka (*helicotrema*), jak też dzięki elastycznemu zamknięciu okienka okrągłego błoną bębenkową wtórną.

3. RECEPTOR SŁUCHOWY

Receptor słuchowy, to jest narząd Cortiego, o długości około 3,5 cm, położony jest na błonie podstawnej przewodu ślimakowego, zbudowany z komórek zrębowych i receptorycznych. Komórki zrębowe (komórki filarowe zewnętrzne i wewnętrzne, Deitersa, Hensena, Claudiusa) tworzą rusztowanie dla delikatnych struktur komórek zmysłowych. Odgrywają one ważną rolę w procesach metabolicznych, chronią dendryty komórek zwoju spiralnego dochodzących do komórek zmysłowych oraz uczestniczą w regeneracji komórek receptorycznych (Śliwińska-Kowalska, 2000).

Receptor słuchowy składa się z dwóch typów komórek zmysłowych:

1) komórek słuchowych wewnętrznych, przylegających do filarów wewnętrznych (ok. 3500), ułożonych w jednym szeregu,

2) komórek słuchowych zewnętrznych (12 000–20 000), rozłożonych w trzech–czterech szeregach na zewnątrz filarów komórek filarowych zewnętrznych.

Dzięki białkom kurczliwym (aktyna, miozyna) komórki słuchowe zewnętrzne mogą zmieniać swoją długość pod wpływem różnych bodźców fizykochemicznych.

Komórki słuchowe mają *stereocilia* aparatu rzęskowego, przy czym więcej ich jest w komórkach zewnętrznych. Rzęski mają różną długość i między sobą powiązane są tak, że możliwy jest strzygący ruch rzęsek, który dzięki powiązaniom szczytowym otwiera kanały jonowe, wapniowe po zadziałaniu bodźca akustycznego.

Depolaryzacja komórek słuchowych uwarunkowana jest różnicą potencjałów pomiędzy śródchłonką a wnętrzem komórek.

W 1961 r. Georg von Bekesy otrzymał Nagrodę Nobla za teorię fali wędrującej, powstającej w płynach ucha wewnętrznego pod wpływem energii akustycznej przeniesionej na ich hydrodynamikę. Pod wpływem fali wędrującej dochodzi do wychyleń błony podstawnej przy wysokich częstotliwościach w zakręcie podstawnym, przy niskich – w częściach szczytowych narządu Cortiego.

Depolaryzacja komórek słuchowych wewnętrznych uwalnia neuroprzekaźnik, prawdopodobnie glutaminian, który poprzez synapsę komórki słuchowej wewnętrznej z dendrytem komórki zwoju spiralnego wznieca potencjały postsynaptyczne przekształcające się w potencjały czynnościowe nerwu ślimakowego.

Właściwym receptorem słuchowym są komórki słuchowe wewnętrzne odpowiedzialne za transdukcję energii akustycznej w impuls nerwowy.

Depolaryzacja komórek słuchowych zewnętrznych wywołuje szybką fazę ich skurczu, warunkującą nieliniowe zjawisko przyrostu czułości słuchu (ASHA, 1996; Lisowska, 2006; Lisowska, Namysłowski, 2006). Ten mechanizm ślimakowego wzmocnienia pozwala na osiągnięcie wysokiej selektywności częstotliwościowej niezbędnej do rozumienia mowy (Zenner, 1988).

Receptor słuchowy jest unerwiony eferentnie przez neurony skupione w zespole oliwki górnej, których neuryty dochodzą do narządu Cortiego za pomocą dwóch pęczków oliwkowo-ślimakowych:

1) przyśrodkowego, skrzyżowanego, tworzącego połączenia synaptyczne z komórkami słuchowymi zewnętrznymi,

2) bocznego, który łączy się synaptycznie z włóknem aferentnym odchodzącym od komórki słuchowej wewnętrznej; neuroprzekaźnikiem jest acetylocholina.

Pobudzenie układu eferentnego wywołuje wolny skurcz komórki słuchowej zewnętrznej, co daje efekt supresyjny wyrażający się w zmniejszeniu czułości receptora słuchowego (Lisowska, 2006; Lisowska, Namysłowski, 2006).

4. DROGA SŁUCHOWA

Droga słuchowa utworzona jest przez łańcuch neuronów przenoszących impulsy nerwowe wywołane bodźcem akustycznym do ośrodków kojarzeniowych półkul mózgowych (Obrębowski, 2011).

Pierwszym neuronem jest zwój spiralny położony w kanale spiralnym wrzecionka. Nerwem ślimakowym nazywamy pęczek neurytów komórek pseudojednowypustkowych zwoju spiralnego. Zespół jąder ślimakowych brzusznych i grzbietowych (II neuron) charakteryzuje się występowaniem różnych typów komórek nerwowych. Z badań elektrofizjologicznych wynika, że na poziomie II neuronu utworzonego przez zespół tych jąder dochodzi już do przetwarzania sygnału akustycznego.

Skupiska komórkowe III neuronu rozłożone są w tyłomózgowiu wtórnym (jądra ciała czworobocznego, jądra wstęgi bocznej, jądra oliwki górnej) i w pokrywie śródmózgowia (jądro wzgórka dolnego). Przypuszcza się, że we wzgórku dolnym dochodzi do zestawienia informacji częstotliwościowych z informacjami o natężeniu i fazie.

Ośrodek podkorowy słuchu (IV neuron), położony w jądrze ciała kolankowatego przyśrodkowego (międzymózgowie), wysyła neuryty tak do ośrodka korowego słuchu w płacie skroniowym, jak i do pól kojarzeniowych kory mózgowej biorących udział w rozkodowywaniu sygnału mowy.

Pierwszorzędowy ośrodek korowy słuchu zlokalizowany jest w zakrętach skroniowych Heschla w tylno-górnej części zakrętu skroniowego górnego na jego powierzchni zwróconej do bruzdy bocznej. Obustronna reprezentacja informacji słuchowych w ośrodkowym układzie nerwowym możliwa jest dzięki włóknom spoidłowym na poziomie wzgórków dolnych (spoidło wzgórków dolnych), na poziomie zespołu oliwki górnej i jąder wstęgi bocznej (spoidło Probsta) oraz na poziomie korowym (spoidło wielkie).

Układ słuchowy charakteryzuje się systematyczną lokalizacją częstotliwościową od receptora do ośrodków korowych (Obrębowski, 2010). W ich polach kojarzeniowych zachodzą procesy poznawczego przetwarzania informacji.

5. ZMIANY CHOROBOWE UKŁADU SŁUCHOWEGO

5.1. Charakterystyka audiologiczna niedosłuchu

Dokładne wywiady, badanie foniatryczne, jak też podstawowe badania audiometryczne pozwalają wyróżnić trzy zasadnicze typy niedosłuchu, czyli osłabienia czynności układu słuchowego: przewodzeniowy, czuciowo-nerwowy i mieszany (Pruszewicz, 2010).

Niedosłuch przewodzeniowy charakteryzują:

1) w wywiadach: szumy uszne niskoczęstotliwościowe, lepsze słyszenie w hałasie, poprawa po zastosowaniu aparatu słuchowego;

2) w audiometrii tonalnej: krzywe progowe płaskie lub podwyższone w niskich częstotliwościach, ubytek słuchu w przewodnictwie powietrznym nie przekracza 70 dB HL, krzywa progowa kostna w normie, minimalna rezerwa ślimakowa 15 dB, znaczna dynamika, to jest duża różnica pomiędzy progiem słuchu a progiem dyskomfortu;

3) w audiometrii mowy: próg odpowiada ubytkowi w audiometrii tonalnej, dobra zrozumiałość mowy;

4) w badaniu foniatrycznym: przy ubytkach obustronnych – miękkie nastawienie głosowe, objawy nosowania zamkniętego.

W niedosłuchu czuciowo-nerwowym obserwuje się:

1) w wywiadach: szumy wysokoczęstotliwościowe, brak tolerancji na dźwięki głośne, objawy przedsionkowe (zawroty głowy, oczopląs, zaburzenia równowagi), aparat słuchowy nie zawsze korzystny;

2) w audiometrii tonalnej: krzywe progowe mogą wykazywać podwyższenie w każdym zakresie częstotliwości, brak rezerwy ślimakowej, progi dla przewodnictwa powietrznego i kostnego leżą na tym samym poziomie, ograniczona dynamika słyszenia, dodatni objaw wyrównania głośności, *diplacusis*;

3) w audiometrii mowy: gorsze progi słuchowe, wzrost natężenia sygnału może pogarszać zrozumiałość;

4) w badaniu foniatrycznym: twarde nastawienie głosowe, objawy nosowania otwartego.

Niedosłuch mieszany charakteryzują:

1) w wywiadach postępujący niedosłuch;

2) w audiometrii tonalnej obniżenie obu krzywych progowych, przy czym większe dla przewodnictwa powietrznego, różne konfiguracje krzywych progowych, stosunkowo duża dynamika;

3) w audiometrii mowy: różnego stopnia upośledzenie rozumienia mowy.

Podczas interpretowania wyników audiometrii tonalnej należy pamiętać o tym, że:

1) każde podwyższenie kostnej krzywej progowej ponad 0 dB SPL świadczy o uszkodzeniu układu odbiorczego;

2) odpowiedzi na bodźce o natężeniu większym od 80 dB SPL w zakresie niskich częstotliwości uzyskiwane są w znacznym stopniu na drodze czucia głębokiego;

3) podwyższenie progu słuchowego w zakresie niskich częstotliwości sugeruje niedosłuch przewodzeniowy, a w wysokich niedosłuch odbiorczy.

Niedosłuch czuciowo-nerwowy podlega dalszym procedurom topodiagnostycznym pozwalającym wyróżnić w części obwodowej układu słuchowego niedosłuch ślimakowy, czyli receptoryczny oraz niedosłuch pozaślimakowy, a w części ośrodkowej niedosłuch o lokalizacji pniowej i korowej (Pruszewicz, 2010).

Lokalizacja ślimakowa odznacza się:

1) w audiometrii tonalnej występowaniem objawu wyrównania głośności, czyli *recruitmentu*;

2) w audiometrii mowy dużym ubytkiem dyskryminacji;

3) w audiometrii impedancyjnej niskim progiem odruchu strzemiączkowego (*recruitment* Metza), sumacją głośności (różnica progów odruchu strzemiączkowego na ton czysty i szum biały) poniżej 25 dB;

4) dobrą lokalizacją dźwięku.

Przy lokalizacji pozaślimakowej dotyczącej uszkodzeń nerwu ślimakowego obserwuje się:

1) nasilenie niedosłuchu w zakresie wysokich częstotliwości;

2) słyszenie rozszczepienne (*schisacusis*), to jest nieproporcjonalnie duży ubytek dyskryminacji słów w porównaniu z progiem tonalnym;

3) brak objawu wyrównania głośności;

4) patologiczne zanikanie tonu;

5) zaburzoną lokalizację;

6) wysokie progi odruchu strzemiączkowego lub brak odruchu i wzmożoną jego męczliwość.

Lokalizację pniową sugerują:

1) zazwyczaj obustronne występowanie zmian;

2) stosunkowo niewielkie ubytki w audiometrii tonalnej, jak też w dyskryminacji mowy;

3) patologiczne zanikanie tonu;

4) zachowanie się odruchu strzemiączkowego przy stymulacji hetero- i ipsilateralnej;

5) nieproporcjonalnie duże zaburzenia lokalizacji w porównaniu z audiometrią tonalną.

Przy podejrzeniu lokalizacji korowej:

1) testy audiometrii tonalnej nie mają wartości topodiagnostycznej;

2) w różnym stopniu zaburzona jest lokalizacja dźwięku;

3) testy mowy odkształconej wykazują znacznie zmniejszoną dyskryminację mowy w uchu kontralateralnym w stosunku do uszkodzonego płata skroniowego.

5.2. Przyczyny niedosłuchu przewodzeniowego

Najczęściej spotykane przyczyny niedosłuchu przewodzeniowego to: czop woskowinowy, nieżyt trąbek słuchowych, ostre i przewlekłe zapalenie ucha środkowego, otoskleroza, przewlekłe wysiękowe zapalenie ucha.

5.2.1. Czop woskowinowy

Uformowany jest z woskowiny, złuszczonych komórek naskórkowych i zanieczyszczeń zewnętrznych. Zamykając światło przewodu słuchowego zewnętrznego, obniża ostrość słyszenia i jest przyczyną dyskomfortu w uchu. Po nawilgotnieniu taki czop pęcznieje, dając objawy nagłej głuchoty przewodzeniowej.

5.2.2. Zapalenie trąbek słuchowych

Nazywane jest katarem uszu i rozwija się w przebiegu zapalenia błony śluzowej jamy nosowej i nosowo-gardłowej. Czynniki sprzyjające to: przerost migdałka gardłowego, skrzywienie przegrody nosa i stany alergiczne. Często występuje u dzieci w wieku szkolnym.

Objawami zapalenia trąbek słuchowych są: niedosłuch, uczucie zatkania uszu, szum w uszach, czasami ból ucha przy połykaniu.

Utrzymująca się w czasie niedrożność trąbek słuchowych zaburza wentylację jamy bębenkowej, prowadzi do przesięku i do zrostów wewnątrzbębenkowych.

5.2.3. Przewlekłe proste zapalenie ucha środkowego

Cechy charakterystyczne: wyciek śluzowo-ropny, niecuchnący, o zmiennym nasileniu, utrzymujący się, różnej wielkości ubytek centralny błony bębenkowej, czyli bez uszkodzenia obwodowego pierścienia włóknistego, niedosłuch przewodzeniowy. Zmianom zapalnym ograniczonym do błony śluzowej jamy bębenkowej sprzyjają: nawracające stany zapalne migdałków, zwłaszcza migdałka gardłowego, stany zapalne zatok przynosowych.

Celem leczenia jest uzyskanie „suchego ucha", by móc przeprowadzić operacje tympanoplastyczne z odtworzeniem, w miarę możliwości, drogi przewodnictwa powietrznego.

5.2.4. Przewlekłe ropne zapalenie ucha środkowego

Charakteryzuje się: okresowo nasilającym się cuchnącym ropotokiem, trwałym ubytkiem brzeżnym błony bębenkowej, ze zniszczeniem pierścienia włóknistego, oraz postępującym niedosłuchem przewodzeniowym. Ubytki

błony bębenkowej występować mogą w kwadrancie tylno-górnym (przetoka antralna) lub w części wiotkiej (przetoka epitympanalna). W jamie bębenkowej rozwija się ziarnina lub perlak. Perlak jest guzem zapalnym zbudowanym z torebki pokrytej nabłonkiem wielowarstwowym płaskim, rogowaciejącym, wypełnionej złogami złuszczonego naskórka z kryształami cholesterolu i kreatyny. Teorie tłumaczące patogenezę perlaka to: migracja naskórka z przewodu słuchowego zewnętrznego, metaplazja wyściółki jamy bębenkowej, wszczepienie komórek naskórka do błony śluzowej jamy bębenkowej. Wytwarzane przez perlaka enzymy osteolityczne niszczą tkankę kostną – nawet tak twardą, jak w błędniku. Perlak wymaga leczenia operacyjnego. Jeżeli u chorego wystąpią bóle i zawroty głowy, świadczy to o zaostrzeniu procesu zapalnego zagrażającego powikłaniami wewnątrzczaszkowymi. W takim przypadku konieczne jest leczenie operacyjne w trybie natychmiastowym (Obrębowski, 2010).

5.2.5. Przewlekłe wysiękowe zapalenie ucha środkowego

Schorzenie to charakteryzuje się: zaleganiem płynu w jamie bębenkowej bez objawów ostrego zapalenia, postępującym niedosłuchem, przede wszystkim przewodzeniowym, o charakterze fluktuacyjnym, sezonowością zachorowań. Przyczyna zaburzeń wprawdzie jest wieloczynnikowa, ale u podstaw schorzenia leży przewlekła dysfunkcja trąbki słuchowej z zaburzeniem transportu śluzowo-rzęskowego. Wśród czynników ryzyka wymienia się uwarunkowania genetyczne, zmiany alergiczne, refluks żołądkowo-przełykowy.

Audiometria tonalna wykazuje niedosłuch przewodzeniowy fluktuacyjny stopnia lekkiego lub umiarkowanego, w 20% występuje komponent czuciowo-nerwowy, tympanogram B, brak odruchu akustycznego z mięśnia strzemiączkowego.

Leczenie zachowawcze w pierwszych trzech miesiącach, przy rezerwie ślimakowej większej od 25 dB, ma na celu udrożnienie trąbki słuchowej. Jeżeli proces chorobowy przedłuża się, to wskazana jest adenotomia i drenaż wentylacyjny jamy bębenkowej.

5.2.6. Otoskleroza

W klasycznej postaci prowadzi do usztywnienia więzozrostu strzemiączkowo-przedsionkowego. Charakteryzuje się postępującym niedosłuchem prze-

wodzeniowym z uporczywymi szumami usznymi. Przyczyna schorzenia nieznana, podejrzewa się tło genetyczne. Charakterystyczne jest lepsze słyszenie w hałasie (*paracusis Willisi*). W audiometrii tonalnej występuje tak zwany załamek Carharta, czyli podwyższenie progu o 10–20 dB dla 2 kHz. Rezerwa ślimakowa zmniejsza się z postępującym uszkodzeniem ucha wewnętrznego. Leczenie operacyjne daje lepszy efekt aniżeli protezowanie.

5.3. Przyczyny niedosłuchu czuciowo-nerwowego

Niedosłuch czuciowo-nerwowy może być uwarunkowany: genetycznie, zapaleniem nerwu ślimakowego, chorobą Ménière'a, urazem akustycznym, schorzeniem autoimmunologicznym, guzem kąta mostowo-móżdżkowego, ototoksycznością, neuropatią słuchową.

5.3.1. Choroba Ménière'a

Nazywana jest wodniakiem błędnika. Charakteryzuje się triadą objawów: niedosłuchem czuciowo-nerwowym o lokalizacji ślimakowej, o charakterze fluktuacyjnym, szumami usznymi i napadowymi zawrotami głowy z objawami wegetatywnymi (nudności, wymioty). Charakterystyczne jest zniekształcone odczuwanie dźwięków w uchu chorym (*diplacusis*) oraz nadwrażliwość na natężenie dźwięku (*hyperacusis*). W audiometrii tonalnej obserwuje się wykładniki *recruitmentu*. W początkowym okresie choroby ubytek w audiometrii tonalnej dotyczy niskich częstotliwości (krzywa progowa basowa). W stanie zaawansowanym obserwuje się krzywą progową namiotową (najwyższy punk przy 1–2 kHz) przechodzącą w płaską krzywą progową.

5.3.2. Guzy kąta mostowo-móżdżkowego

Najczęściej jest to nerwiak nerwu przedsionkowego. Charakterystyczny jest jednostronny niedosłuch czuciowo-nerwowy pozaślimakowy z szumem usznym w wysokich częstotliwościach. W audiometrii mowy niewspółmiernie gorsze w stosunku do progu w audiometrii tonalnej upośledzenie zrozumiałości mowy (*schisacusis*). Zazwyczaj występują niewielkie zawroty głowy z wygasaniem pobudliwości błędnika. W początkowym okresie,

w 20–30% przypadków, może występować *recruitment*. Ubytek lokalizacji dźwiękowej po stronie guza, patologiczne zmęczenie słuchowe.

5.3.3. Uraz akustyczny

Może spowodować mechaniczne uszkodzenie struktur ucha wewnętrznego, stres metaboliczny z wewnątrzkomórkowym wytwarzaniem wolnych rodników i upośledzenie mikrokrążenia prowadzące do niedotlenienia. W krótkotrwałym narażeniu na hałas występuje czasowe przesunięcie progu słuchowego z odwracalnością zmian. Długotrwałe ekspozycje prowadzą do trwałego przesunięcia progu słuchowego. Niedosłuch ma charakter czuciowo-nerwowy z objawem wyrównania głośności, zanika wywołana otoemisja akustyczna. Zaburzenia metaboliczne dotyczą także części ośrodkowej układu słuchowego. Wykazano genetycznie uwarunkowaną zwiększoną wrażliwość na hałas.

5.3.4. Ototoksyczność

Zjawisko ototoksyczności polega na uszkodzeniu układu słuchowego przez uboczne działanie niektórych leków. W praktyce spotyka się efekt ototoksyczny w 6–16% po antybiotykach aminoglikozydowych. Niedosłuch może mieć charakter progresywny.

Predyspozycje genetyczne uwarunkowane są mutacją jednego z genów mitochondrialnych.

Efekt ototoksyczny występować może po cytostatykach (cisplatyna), diuretynach pętlowych (furosemid) i salicylanach.

5.3.5. Schorzenia autoimmunologiczne

Schorzenia autoimmunologiczne charakteryzują się postępującym w ciągu kilku miesięcy, zazwyczaj obustronnym, niedosłuchem czuciowo-nerwowym, który poprawia się po leczeniu immunosupresyjnym. Niedosłuch taki często towarzyszy innym immunopatiom (wrzodziejące zapalenie jelit). Wymagają diagnostyki immunologicznej.

5.3.6. Neuropatia słuchowa – spektrum zaburzeń

Charakteryzuje się brakiem odpowiedzi wywołanych z pnia mózgu lub pojawieniem się ich tylko przy wysokich natężeniach ze zniekształceniami zapisu na skutek desynchronizacji neuronalnej, przy zachowanej otoemisji

akustycznej i zachowanych potencjałach mikrofonicznych (Obrębowski, Wiskirska-Woźnica, Obrębowska, 2011). Może być jedno- lub obustronna i dotyczy poziomu komórek słuchowych wewnętrznych, synaps tych komórek z dendrytami komórek zwoju spiralnego i części pniowej drogi słuchowej. Może mieć charakter przejściowy i często ustępuje spontanicznie, przy czym próg słuchowy pozostaje w normie. Dysfunkcja połączeń synaptycznych komórek słuchowych wewnętrznych ze zwojem spiralnym nazywana jest synaptopatią słuchową. Mogą występować uwarunkowane genetycznie zaburzenia w wytwarzaniu neuroprzekaźnika – glutaminianu w pęcherzykach synaptycznych tych synaps (Moser, 2013).

Neuropatia słuchowa jest zaburzeniem przetwarzania słuchowego na skutek nieprawidłowego kodowania synaptycznego informacji akustycznych oraz desynchronizacji pobudzeń komórek zwoju spiralnego i charakteryzuje się wielopostaciowością obrazu klinicznego (spektrum zaburzeń) (Jijo, 2013).

W praktyce audiologicznej dominuje nieproporcjonalnie większe podwyższenie progu zrozumiałości mowy, zwłaszcza w obecności hałasu, w porównaniu z progiem w audiometrii tonalnej.

Protezowanie słuchowe jest trudne i nie zawsze satysfakcjonujące, zwłaszcza jeżeli neuropatia wystąpi w okresie postlingwalnym. Gorsze wyniki daje także zaprotezowanie w przypadkach progresywnego przebiegu schorzenia. Poprawę rozumienia mowy po zaprotezowaniu obserwowano w 30% (Jijo, 2013). Jeżeli protezowanie słuchowe nie przyniesie zakładanych korzyści, wówczas następuje kwalifikacja do wszczepu ślimakowego. W rehabilitacji należy położyć nacisk na odczytywanie z ust.

5.4. Zaburzenia ośrodkowego przetwarzania słuchowego

Przetwarzanie słuchowe jest zdolnością ośrodkowego układu nerwowego do opracowania i wykorzystania do celów informacyjnych sygnałów słuchowych (ASHA, 1996).

Zaburzenia ośrodkowego przetwarzania słuchowego (*Central Auditory Processing Disorders*, CAPD) dotyczą co najmniej jednego z ośrodkowych mechanizmów słuchowych, do których należą:

1) lokalizacja i lateralizacja dźwięku,
2) dyskryminacja słuchowa,
3) rozpoznawanie cech wzorców słuchowych,

4) czasowe aspekty słyszenia w odniesieniu do rozróżniania, maskowania, integracji i porządkowania w czasie,

5) zdolność rozpoznawania konkurujących sygnałów akustycznych,

6) zdolność rozpoznawania zniekształconego sygnału akustycznego.

Zaburzenia ośrodkowego przetwarzania słuchowego uwarunkowane są dysfunkcją części ośrodkowej układu słuchowego, a nie sfery poznawczej (Surmanowicz-Demenko, 2011). W procesy ośrodkowego przetwarzania sygnałów werbalnych i niewerbalnych włączone są mechanizmy związane z uwagą, pamięcią i reprezentacją językową.

Do wczesnej diagnostyki zaburzeń ośrodkowego przetwarzania słuchowego służą zmodyfikowane testy audiometrii mowy obejmujące mowę przyspieszoną, filtrowaną, przerzucaną z jednego ucha na drugie oraz zniekształcenia sygnału mowy pod kątem wysokości i natężenia.

W klinice Foniatrii i Audiologii UM w Poznaniu opracowano, opierając się na nowych listach artykulacyjnych NLA-93, test mowy filtrowanej, testy dychotyczne liczbowy i słowny, test mowy przerzucanej według Calearo. Wykazano, że u ludzi praworęcznych wraz z wiekiem, przy równych progach słuchowych, występuje przewaga kierunkowa ucha prawego. Obserwacja ta może być przydatna przy protezowaniu słuchowym osób starszych, jak też przy kwalifikowaniu do implantacji ślimakowej (Wojnowski, 2006; Wojnowski, 2010).

5.5. Niedosłuch a zaburzenia mowy u dzieci

Rozpoznawanie sygnału mowy jest złożonym procesem neurofizjologicznym. Wymaga współdziałania procesów poznawczych z depozytem pamięciowym aktywizowanym przez powtarzany sygnał mowy. Jego zadaniem jest oparte na słowniku pamięciowym zidentyfikowanie dostarczonej informacji (Vasta, 2003).

Percepcja mowy z jednej strony jest związana z odbiorem informacji docierających kanałami zmysłowymi, a z drugiej strony z rozkodowaniem jej w kategoriach fonetycznych i lingwistycznych ze zrozumieniem treści słownych (Demenko, 2011).

Najważniejszym kanałem informacyjnym dla odbioru mowy werbalnej jest układ słuchowy, od którego sprawności zależy prawidłowy rozwój mowy u dziecka (Mitrinowicz-Modrzejewska, 1968). Podstawą rozwoju mowy u dziecka słyszącego jest spontaniczne wykształcanie się odruchów słuchowo-wzrokowo-werbalnych i czuciowo-kinestetycznych (Obrębowski, 2004).

Uszkodzenie układu słuchowego może wystąpić w każdym okresie życia dziecka (Obrębowski, 2007), dlatego wyróżnia się:

1) niedosłuch prelingwalny, to jest przedjęzykowy spowodowany uszkodzeniami w okresie zarodkowym i płodowym;

2) niedosłuch perilingwalny, kiedy do uszkodzenia układu słuchowego dochodzi w okresie rozwoju mowy;

3) niedosłuch postlingwalny, to jest pojęzykowy, spowodowany uszkodzeniem po zakończeniu rozwoju mowy, kiedy dziecko opanowało podstawy mowy i języka.

5.5.1. Niedosłuch przed- i okołojęzykowy

Uszkodzenie układu słuchowego przed okresem fizjologicznego opanowania mowy, to jest do 12. miesiąca życia, znacznie hamuje lub uniemożliwia rozwój mowy, ograniczając go do odruchu bezwarunkowego, jakim jest gaworzenie. Jest ono ubogie, zazwyczaj samogłoskowe i wydłuża się do 18 miesięcy (fizjologicznie od 2. do 6. miesiąca), po czym zanika lub pozostaje szczątkowe na skutek braku uwagi słuchowej i zdolności lokalizacji dźwięku. Dziecko pozbawione samokontroli słuchowej stara się nieudolnie naśladować ruchy artykulacyjne osób z najbliższego otoczenia. Przy zachowanych resztkach słuchowych samogłoski ze składowymi niskoczęstotliwościowymi („a", „o", „u") zniekształcone są w mniejszym stopniu aniżeli ze składowymi wysokoczęstotliwościowymi („e", „i").

Głos dziecka głuchego w tym okresie jest mało zróżnicowany w wyrażaniu jego stanów emocjonalnych (głód, gniew, zadowolenie), nie stara się naśladować melodyki mowy matki, z którą ma najbliższy kontakt.

U dzieci praktycznie głuchych nie występuje okres naśladowania dźwięków. Dziecko nie słyszy bowiem wytwarzanych przez siebie, jak i przez najbliższe otoczenie dźwięków oraz nie rozwija sprawności propioceptywnej obwodowego narządu mowy przez powtarzanie tych dźwięków.

W okresie rozumienia mowy, czyli pod koniec pierwszego roku życia dziecko głuche nie łączy mowy otoczenia z odpowiednimi desygnatami lub z najprostszymi czynnościami. Prowadzi to do opóźnienia lub zahamowania rozwoju myślenia słownego. U dzieci z głuchotą prelingwalną, przy braku koncentracji słuchowej, występuje dobra pamięć wzrokowa pozwalająca na rozwój i utrwalanie odruchów wzrokowo-werbalnych.

W okresie poszerzania zasobu słów, rozwoju symbolizacji i początków gramatyzacji (od pierwszego do 5. roku życia) dziecko z resztkami słuchu

lub z głębokim niedosłuchem ma słownik ograniczony do kilku rzeczowników używanych w pierwszym przypadku, nielicznych czasowników i przymiotników. Nie stosuje przysłówków i przyimków wyrażających stosunki pomiędzy przedmiotami i zdarzeniami.

Charakterystyczne zaburzenia artykulacji w głuchocie prelingwalnej to brak zróżnicowania dźwiękowego samogłosek na skutek niekontrolowanego nadmiernego napięcia mięśni języka, częste ubezdźwięcznienie spółgłosek dźwięcznych, lepsza artykulacja głosek pierwszej strefy artykulacyjnej, którą można kontrolować i korygować wzrokowo.

W głuchocie prelingwalnej struktura akustyczna mowy jest mało rozbudowana, z ubogą intonacją, z podwyższeniem formantów Fo, F1, F2 i ze znacznym komponentem szumowym w zakresie 1,5–4,5 kHz. Analiza tonu krtaniowego metodą MDVP wykazuje drżenie głosu, nieregularności i zaburzenia parametrów zmiany częstotliwości.

5.5.2. Głuchota postlingwalna

Odbiorcza głuchota postlingwalna dotyczy dzieci, które już opanowały mowę. Zależnie od stopnia uszkodzenia układu słuchowego, z różnym nasileniem, występują zaburzenia elementów prozodycznych mowy.

W niedosłuchach odbiorczych z niewielkim podwyższeniem progu słuchowego mowa staje się monotonna ze zwolnionym tempem. U osób ze średnim niedosłuchem obserwuje się zaburzenia rytmu, niewłaściwe dla danego języka stawianie akcentów, przesadne eksponowanie sylab akcentowanych.

W głębokich niedosłuchach odbiorczych występują nie tylko zniekształcenia artykulacyjne , ale też zaburzenia czynników muzycznych mowy. Brak akcentu dynamicznego uniemożliwia wyróżnianie odpowiednich sylab w wyrazie lub wyrazu w zdaniu. Tempo i melodia mowy zniekształcone są na skutek przedłużonej artykulacji. Sylaby nieakcentowane w nagłosie, zwłaszcza w wygłosie, są opuszczane.

Trudności artykulacyjne zniekształcają przebiegi intonacyjne. Najczęściej forma pytająca nie różni się od oznajmującej. Zaburzenia artykulacyjne zazwyczaj występują w formie seplenienia przyzębowego, podniebiennego i świszczącego.

Z analizy akustycznej głosu i mowy dzieci z głębokim niedosłuchem odbiorczym i resztką słuchową wynikają:

1) zanikanie tonu podstawowego (Handzel, 1956),

2) brak lub szczątkowe występowanie niskich formantów przy zachowanych formantach wysokich,

3) podwyższenie wartości *jittera* i *shirmmera* (Pruszewicz, 2003),

4) występowanie komponentu szumowego na skutek niepełnego zamknięcia fonacyjnego głośni.

W głuchocie postlingwalnej struktura akustyczna głosu oraz mowy jest dobrze rozwinięta z mało zróżnicowanymi przebiegami intonacyjnymi i komponentem szumowym; analiza tonu krtaniowego metodą MDVP wykazuje, że zmiany zależą od stopnia zachowania mowy i w zasadzie są niewielkie.

Wpływ niedosłuchu odbiorczego postlingwalnego na rozwój mowy zależy od jego dynamiki. Postępujący niedosłuch we wczesnym dzieciństwie nie tylko zahamowuje rozwój mowy, ale może doprowadzić do regresji i zaniku mowy już opanowanej przez dziecko.

5.5.3. Niedosłuch przewodzeniowy

Zaburzenia słuchu spowodowane dysfunkcją układu słuchowego w zakresie przewodnictwa powietrznego w wieku rozwojowym są znacznie częstsze aniżeli niedosłuchy odbiorcze, przy czym z wiekiem przewaga niedosłuchów przewodzeniowych maleje. W patogenezie istotną rolę odgrywa nieprawidłowa czynność trąbki słuchowej, najczęściej z przewlekłym wysiękowym zapaleniem ucha środkowego.

Natężenie mowy w obustronnym niedosłuchu przewodzeniowym jest przeważnie obniżone. Artykulacja głosek o niskich formantach jest zniekształcona. Głoski takie są często opuszczane. Głoski z pierwszej strefy artykulacyjnej są lepiej artykułowane, ponieważ łatwo można je ocenić wzrokowo. W niektórych przypadkach dochodzi do zaburzeń czynników prozodycznych mowy.

Bibliografia

ASHA, 1996, *Central Auditory Processing. Current status of research and implication for clinical practice*, Am. J. Audiol., 5, s. 41.

Ashmore J.F., 1987, *A fast motile response in guinea-pig outer hair cell: the cellular basis of the cochlear amplifer*, J. Physiol., 388, s. 323–347.

Grant P., 2009, *Auditory processing; disorders In the educational environment*, ENT News, 17, s. 85–87.

Handzel L., 1956, *Acoustic analysis of vowels in deaf children by means of* "visible speech" *apparatus*, Folia Phoniatrica, 8, s. 237–246.

Jijo P.M., Asha Y., 2013, *Audiological findings and aided performance in individuals with auditory neuropathy spectrum disorders (ANSD) – a retrospective study*, J. Hear. Sc., 3, s. 18–26.

Kotyło P., 2005, *Fizjologia przewodzenia dźwięku w narządzie słuchu*, [w:] M. Śliwińska-Kowalska (red.), *Audiologia kliniczna*, Mediton, Łódź, s. 29–38.

Lisowska G., 2006, *Zastosowanie emisji otoakustycznych do oceny czynności układu oliwkowo-ślimakowego przyśrodkowego*, AM, Katowice [rozpr. hab.].

Lisowska G., Namysłowski G., 2006, *Układ eferentny ślimaka, anatomia, fizjologia, badania kliniczne*, Otorynolaryngol., 5, s. 63–69.

Mitrinowicz-Modrzejewska A., 1968, *Głuchota wieku dziecięcego*, PZWL, Warszawa.

Moser T., 2013, *Pathophysiology of auditory neuropathy and synaptopathy*, Otorhinolaryng. Hungarica, 59, s. 54.

Obrębowski A., 2004, *Niedosłuch a zaburzenia mowy u dziecka*, Otorynolaryngol., 3, s. 51–54.

Obrębowski A., 2007, *Zaburzenia mowy w niedosłuchu*, [w:] D. Gryczyńska (red.), *Otolaryngologia dziecięca*, alfa medica Press, Bielsko-Biała, s. 547–551.

Obrębowski A., 2010, *Podstawowe wiadomości z filo-ontogenezy oraz anatomii narządu słuchu*, [w:] A. Pruszewicz, A. Obrębowski (red.), *Audiologia kliniczna. Zarys*, wyd. 4., Wydawnictwo Naukowe UM w Poznaniu, Poznań, s. 41–65.

Obrębowski A., 2010, *Standardy postępowania diagnostycznego i leczniczego przy zawrotach głowy z pozycji otolaryngologa, audiologa i foniatry*, [w:] A. Obrębowski (red.), *Standardy rozpoznawania i leczenia zawrotów głowy*, OINPHARMA, Warszawa, s. 63–82.

Obrębowski A., 2011, *Mechanizm przenoszenia i percepcji sygnału mowy na drodze słuchowej*, [w:] A. Obrębowski (red.), *Wybrane zagadnienia z audiometrii mowy*, Wydawnictwo Naukowe UM w Poznaniu, Poznań, s. 9–27.

Obrębowski A., Donat-Jasiak T., 2010, *Wpływ uszkodzenia słuchu na głos i mowę*, [w:] A. Pruszewicz, A. Obrębowski (red.), *Audiologia kliniczna. Zarys*, wyd. 4., Wydawnictwo Naukowe UM w Poznaniu, Poznań, s. 626–629.

Obrębowski A., Wiskirska-Woźnica B., Obrębowska Z., 2011, *Problemy kliniczne w neuropatii słuchowej*, [w:] T. Gałkowski, M. Radziszewska-Konopka (red.), *Wspomaganie rozwoju małego dziecka z wadą słuchu*, Polski Komitet Audiofonologii, Warszawa, s. 65–77.

Pruszewicz A., 2010, *Diagnostyka zaburzeń słuchu*, [w:] A. Pruszewicz, A. Obrębowski (red.), *Audiologia kliniczna. Zarys*, wyd. 4., Wydawnictwo Naukowe UM w Poznaniu, Poznań, s. 329–344.

Pruszewicz A., Demenko G., Wika T., 2003, *Variability analysis Fo parameter in the voice of individuals with hearing disturbances*, Acta Otolaryngol. (Stockh.), 113, s. 450–456.

Seikel J.A., King D.W., Drumright D.G., 2005, *Anatomy and Physiology of speech, language and hearing*, Thomson, Delmar Learning, New York.

Surmanowicz-Demenko G., 2011, *Percepcja mowy w zarysie*, [w:] A. Obrębowski (red.), *Wybrane zagadnienia z audiometrii mowy*, Wydawnictwo Naukowe UM w Poznaniu, Poznań, s. 28–51.

Śliwińska-Kowalska M., Rzędzińska K., Jedlińska U., Rajkowska E., 2000, *Hair cell regenerationin the chick basilar papilla after exposure to wide-band noise: evidence for ganglion cell involvement*, Hear. Res., 148, s. 197–212.

Vasta R., Haith M., Miller S.A., 2004, *Psychologia dziecka*, WSiP, Warszawa.

Wojnowski W., 2010, *Testy mowy utrudnionej*, [w:] A. Pruszewicz, A. Obrębowski (red.), *Audiologia kliniczna. Zarys*, wyd. 4., Wydawnictwo Naukowe UM Poznaniu, Poznań, s. 241–247.

Wojnowski W., Obrębowski A., Pruszewicz A., Demenko G., Wiskirska-Woźnica B., Wika T., Komar D., 2006, *Testy utrudnione w audiometrii mowy dla języka polskiego. Część pierwsza: przygotowanie materiału testowego*, Otolaryngol. Pol., 60, s. 385–390.

Zenner H.P., 1988, *Motility of outer hair cells as an active, actin-mediated process*, Acta Otolaryngol., 105, s. 39–44.

ALEKSANDER SĘK

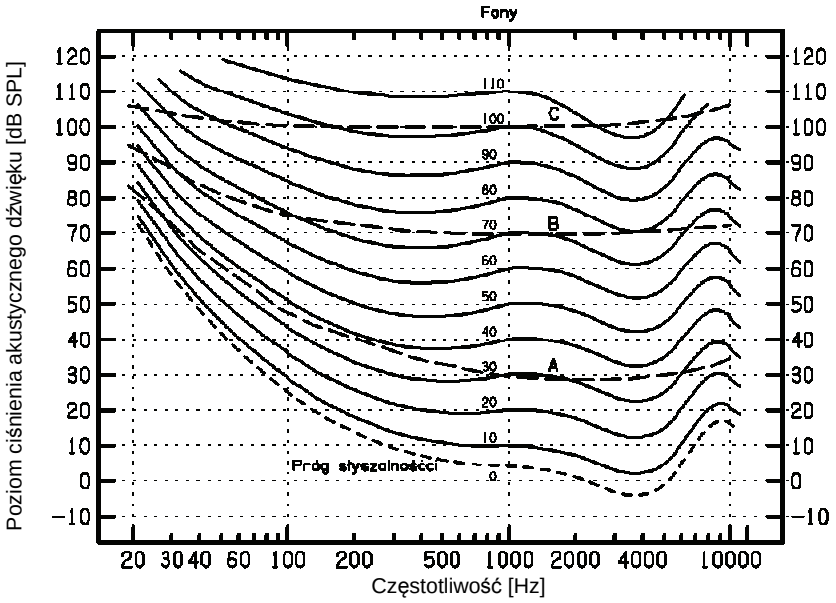
PERCEPCYJNA ANALIZA DŹWIĘKU W UKŁADZIE SŁUCHOWYM

1. PROGI SŁYSZALNOŚCI I PERCEPCJA GŁOŚNOŚCI

1.1. Próg słyszalności

Najmniejszy poziom ciśnienia akustycznego wywołujący zaledwie spostrzegane wrażenie słuchowe nazywany jest progiem słyszalności (detekcji) dźwięku. Próg słyszalności może być zmierzony poprzez prezentowanie dźwięku za pomocą słuchawek, a pomiar natężenia z zastosowaniem małego mikrofonu umieszczonego w kanale słuchowym zewnętrznym. W innej metodzie dźwięk prezentowany jest w polu swobodnym przy użyciu głośników w kabinie bezechowej. Pomiar poziomu dźwięku wówczas przeprowadzany jest w tym miejscu pola dźwiękowego, w którym uprzednio znajdował się środek głowy słuchacza. Rezultaty uzyskiwane za pomocą powyższej metody różnią się nieco od tych otrzymywanych z wykorzystaniem słuchawek, ponieważ zarówno głowa, małżowina uszna, jak i przewód słuchowy zewnętrzny mają wpływ na pole dźwiękowe. Próg słyszalności otrzymany w polu swobodnym przedstawiono na rycinie 1 (najniższa krzywa). Największa czułość słuchu przypada na zakres częstotliwości od 0,5 do 5 kHz i wynika między innymi z charakterystyki przeniesienia ucha zewnętrznego i środkowego.

Najniższa krzywa (przerywana) na rycinie 1 ilustruje średni próg w polu swobodnym uzyskany dla słuchaczy o słuchu prawidłowym. Jednak progi wyższe lub niższe o 20 dB w dalszym ciągu są uznawane za mieszczące się w normie.



Ryc. 1. Krzywe jednakowego poziomu głośności (Robinson, Dadson, 1956)

Parametrem jest wartość poziomu głośności w fonach.

W ocenie słuchu progi słyszalności są zwykle wyrażane względem średniego progu otrzymanego dla młodych, zdrowych słuchaczy z prawidłowym słuchem. Podaje się je w decybelach „poziomu słyszalnego", dB HL (*Hearing Level*, w Europie) lub za pomocą decybeli „poziomu progu słyszalności", dB HTL (*Hearing Threshold Level*, w USA). Próg 40 dB HL dla 1 kHz oznacza, że słuchacz ma próg o 40 dB wyższy niż próg normalny dla tej częstotliwości, choć odpowiada on w tym przypadku poziomowi ciśnienia dźwięku 46 dB SPL. Ubytki słuchu związane są z podwyższeniem progów i wykreśla się je na tak zwanych audiogramach. Średni próg normalny reprezentowany jest przez poziomą linię na górze wykresu, oznaczoną jako 0 dB HL, a stopień ubytku słuchu jest wskazywany przez to, o ile próg leży poniżej tej linii.

1.1.1. Krzywe jednakowej głośności

Głośność dźwięku jest atrybutem wrażenia słuchowego, który pozwala na uszeregowanie dźwięków od cichych do głośnych. Jest to cecha subiektyw-

na i nie można jej zmierzyć bezpośrednio. Mówiąc o głośności, najwygodniej jest posługiwać się skalą, która przyporządkowuje wielkości fizyczne (np. natężenie) charakteryzujące dźwięki ich odpowiednikom subiektywnym (np. głośność) oraz taką, która umożliwia porównanie głośności dźwięków o różnej częstotliwości i o różnym składzie widmowym. Jedną z takich skal reprezentują krzywe jednakowej głośności (krzywe izofoniczne), które przedstawiono na rycinie 1 (Robinson, Dadson, 1956). Powstały one w wyniku zrównania głośności analizowanego dźwięku (o dowolnej częstotliwości) z głośnością tonu o częstotliwości 1 kHz. Wyznaczona w ten sposób miara głośności nazywana jest poziomem głośności. Poziom głośności analizowanego dźwięku jest równy poziomowi ciśnienia akustycznego tonu standardowego (1 kHz), z którym analizowany dźwięk jest jednakowo głośny. Poziom głośności tonu o częstotliwości 1 kHz jest liczbowo równy jego poziomowi ciśnienia akustycznego.

Jednostką poziomu głośności jest **fon**: dźwięk ma tyle fonów, ile decybeli SPL ma ton o częstotliwości 1 kHz, który jest z tym dźwiękiem jednakowo głośny. Parametrem krzywych na rycinie 1 jest wartość poziomu głośności w fonach. Dla niskich poziomów głośności kształt krzywych jednakowej głośności jest zbliżony do krzywej progu słyszalności, a dla wysokich poziomów krzywe te stają się bardziej płaskie. Tempo wzrostu głośności wraz ze wzrostem poziomu natężenia jest różne dla tonów o różnej częstotliwości. Próg słyszalności tonu o częstotliwości 100 Hz jest o około 20 dB wyższy od progu dla częstotliwości 1000 Hz (odpowiednie progi są równe 24 i 4 dB SPL). Jednakże tony te, przy poziomie głośności 100 fonów, mają poziomy ciśnienia akustycznego prawie takie same (102 i 100 dB SPL). Chcąc osiągnąć tę samą zmianę poziomu głośności, to jest od progu do 100 fonów, poziom ciśnienia akustycznego sygnału o częstotliwości 1000 Hz należy zwiększyć o 97 dB SPL, podczas gdy poziom tonu o częstotliwości 100 Hz trzeba zwiększyć o 79 dB. Dlatego szybkość wzrostu poziomu głośności wraz ze wzrostem natężenia jest większa dla małych częstotliwości niż dla średnich częstotliwości.

1.1.2. Skalowanie głośności

Wyznaczenie zależności wiążących natężenie dźwięku i jego subiektywną ocenę dokonywane jest zazwyczaj na podstawie tak zwanej skali głośności. W metodach zmierzających do wyznaczania głośności zadaniem słuchacza jest podanie liczby odpowiadającej, w jego subiektywnym odczuciu, głośno-

ści wywoływanej przez prezentowany dźwięk. Na przykład w metodzie szacowania (oceny) wielkości (*magnitude estimation*) słuchaczowi prezentuje się dźwięk porównawczy, a po nim dźwięk o innym natężeniu. Jego zadaniem jest ocena drugiego z tych dźwięków względem dźwięku porównawczego, któremu arbitralnie przypisuje się pewną liczbę, na przykład 100 jednostek. Jeśli słuchacz ocenia prezentowany dźwięk jako dwa razy głośniejszy od dźwięku porównawczego, to przypisuje mu 200 jednostek; jeśli oceniany dźwięk jest 10 razy cichszy od dźwięku porównawczego – otrzymuje 10 jednostek itp.

Opierając się na wynikach uzyskanych w powyższy sposób, Stevens (1957) stwierdził, że percypowana głośność G jest potęgową funkcją natężenia I, to znaczy

$$G = kI^{0,3} \tag{1}$$

gdzie:

k – stała zależna od słuchacza i zastosowanych jednostek.

Głośność dźwięku jest proporcjonalna do natężenia podniesionego do potęgi 0,3. Dwa dźwięki, z których jeden oceniany jest jako dwa razy głośniejszy od drugiego, różnią się o około 10 dB. Jednostką głośności dźwięku jest **son**. Głośność jednego sona to głośność tonu o częstotliwości 1000 Hz, o poziomie 40 dB SPL. Ton o częstotliwości 1 kHz i poziomie 50 dB SPL jest oceniany zwykle jako dwukrotnie głośniejszy od tonu 40 dB i ma głośność 2 sonów, a dźwięk o poziomie 60 dB SPL ma głośność 4 sonów.

Zależność głośności od natężenia opisana prawem potęgowym była wielokrotnie potwierdzana eksperymentalnie. Jednak mimo to skalowanie głośności poddawano krytyce, bowiem żadna ze stosowanych metod badawczych nie jest wolna od efektów ubocznych. Wśród czynników, które mają wpływ na rezultaty wymienia się duże różnice międzyosobnicze i sposób prowadzenia eksperymentu. Kwestionuje się też ideę pytania słuchacza o ocenę samego wrażenia, gdyż w realnych sytuacjach dokonujemy nie tylko oceny samego dźwięku, ale również jego źródła.

Modele głośności dźwięku (Stevens, 1957; Zwicker, Scharf, 1965) zakładają zwykle, że głośność dźwięku złożonego jest równa ważonej sumie natężeń bądź wskaźników głośności z poszczególnych pasm częstotliwości (tercji, oktaw lub wstęg krytycznych). Modele te uwzględniają wzajemne maskowanie dźwięków z sąsiednich pasm częstotliwości, prowadząc do zbieżnych, choć niekoniecznie jednakowych, rezultatów. Najnowszy model Moore'a i Glasberga (1996) zakłada wiele etapów transformacji sygnału, z których najważniejszym wydaje się proces filtrowania peryferyjnego

w układzie filtrów słuchowych prowadzący do określenia pobudzenia. Pobudzenie to, rozumiane jako obwiednia amplitudowa drgań błony podstawnej, uwzględnia niemal wszystkie zjawiska zachodzące w tej fazie transformacji sygnału. Wśród nich najistotniejsze to przede wszystkim wzajemny wpływ aktywności sąsiednich filtrów słuchowych (maskowanie lub wzmacnianie) oraz niezależna kompresja sygnału w poszczególnych pasmach częstotliwości w pewnym zakresie dynamiki sygnału. Pobudzenie to umożliwia w następnym kroku określenie tak zwanej głośności właściwej, będącej pewną formą gęstości głośności, czyli głośności obserwowanej w poszczególnych filtrach słuchowych. Suma głośności właściwej (a właściwie całka) ze wszystkich filtrów słuchowych jest całkowitą głośnością sygnału. Zastosowanie tego modelu dla różnych typów sygnału umożliwiło zinterpretowanie największej ilości danych dotyczących głośności dźwięku, choć przewidywania tego modelu nie zawsze w pełni odzwierciedlają wyniki badań eksperymentalnych.

1.1.3. Sumowanie w czasie. Progi różnicowe

Próg słyszalności oraz głośność są funkcjami czasu trwania sygnału. Dla czasów trwania dłuższych niż 500 ms natężenie dźwięku na progu jest w przybliżeniu niezależne od czasu trwania. Jednak dla czasów krótszych od 200 ms natężenie niezbędne do spostrzeżenia sygnału zwiększa się ze skracaniem jego czasu trwania. Garner i Miller (1947) stwierdzili, że ucho sumuje (integruje) energię bodźców w procesie detekcji krótkich odcinków tonu oraz że:

$$I \cdot t = \text{const.} \tag{2}$$

gdzie:

I – progowe natężenie dla impulsu tonu,

t – czas trwania impulsu.

Próg słyszalności sygnału zależy od całkowitej energii sygnału, a nie od rozkładu energii w czasie. Wydaje się mało prawdopodobne, że układ słuchowy potrafi sumować energię bodźca. Jest natomiast prawie pewne, że to aktywność neuronowa jest sumowana w czasie. Próg detekcji sygnału może obniżać swą wartość wraz ze zwiększaniem czasu trwania sygnału dlatego, że dłuższy sygnał dostarcza więcej możliwości spostrzeżenia go. Z badania zmian głośności jako funkcji czasu trwania sygnału wynika, że głośność wzrasta ze wzrostem czasu trwania aż do 100–200 ms.

Zdolność do rozróżniania natężeń dźwięków (dyskryminacja natężenia) wyraża tak zwany próg różnicowy natężenia. Spostrzegamy bardzo małe zmiany poziomu ciśnienia akustycznego dźwięku rzędu 0,5–2 dB dla szerokiego zakresu poziomów dźwięku oraz bodźców różnego typu. Dyskryminacja natężenia szumu spełnia prawo Webera: zaledwie spostrzegane przyrosty natężenia są proporcjonalne do natężenia. Dyskryminacja natężenia tonów jest nieco lepsza niż przewiduje to prawo Webera. Dyskryminacja wyrażona jako frakcja (ułamek) Webera jest również niezależna od poziomu dźwięku dla pasm szumu.

2. SELEKTYWNOŚĆ CZĘSTOTLIWOŚCIOWA

2.1. Istota selektywności częstotliwości

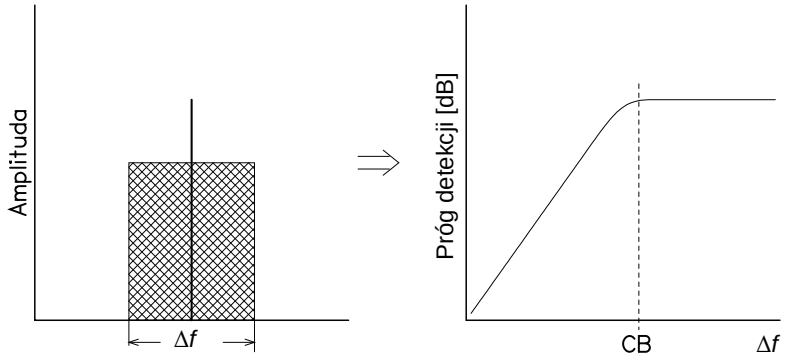
Sygnał sinusoidalny o określonej częstotliwości wywołuje wrażenie tonalne o czystej, wyraźnej barwie. O wysokości tonu decyduje jego częstotliwość, a głośność związana jest ściśle z natężeniem. Zaprezentowanie jednocześnie dwóch tonów wywołuje wrażenie, które zależy od odległości tych tonów w dziedzinie częstotliwości. Duża różnica częstotliwości, na przykład dla tonów 300 Hz i 1000 Hz, spowoduje, że słuchacz usłyszy wyraźnie dwa oddzielne tony, którym będzie mógł przyporządkować dwie różne wysokości. Dla takiej różnicy częstotliwości układ słuchowy dokonuje percepcyjnego rozdzielenia tych tonów. Zdolność do percepcyjnego rozłożenia dźwięku na poszczególne składowe nazywa się rozdzielczością lub selektywnością częstotliwościową. Mówimy często, że układ słuchowy zachowuje się jak analizator częstotliwości, rozkładając dźwięk złożony na składowe tonalne. Jeśli składowe dwutonu mają zbliżone częstotliwości (np. 1000 Hz i 1030 Hz), to słuchacz odbierze pewien dźwięk jako wypadkową dwóch tonów składowych i nie będzie mógł przyporządkować im odrębnych wysokości. W tym przypadku rozdzielczość częstotliwościowa układu słuchowego jest niewystarczająca do rozdzielenia składowych tego dźwięku.

Rozdzielczość częstotliwościowa, której źródłem jest funkcjonowanie błony podstawnej, jest fundamentalną właściwością słuchu i przejawia się we wszystkich aspektach percepcji dźwięku. Wzrok nie ma zdolności do analizy światła: światło białe w odczuciu obserwatorów jest światłem białym, a nie zbiorem barw, z których się ono składa.

2.2. Wstęga krytyczna, filtry słuchowe

Selektywność częstotliwościową opisuje się zwykle za pomocą tak zwanych filtrów słuchowych. Każdemu punktowi błony podstawnej przypisana jest inna częstotliwość (charakterystyczna, CF), w którym ton o tej właśnie częstotliwości wywołuje maksymalne jej wychylenie. Dzięki tej właściwości można stwierdzić, że każdy punkt błony podstawnej zachowuje się w przybliżeniu tak, jak filtr pasmowoprzepustowy o określonej częstotliwości środkowej, paśmie przepustowym i nachyleniu zboczy. Cała zaś błona podstawna może być potraktowana jako zbiór takich filtrów. Charakterystyki tych filtrów, nazywanych filtrami słuchowymi, można wyznaczać w badaniach fizjologicznych i psychofizycznych.

Psychofizyczne metody wyznaczania charakterystyk (lub kształtów) filtrów słuchowych wykorzystują zjawisko maskowania, czyli zagłuszania dźwięku przez inny dźwięk. W przypadku maskowania tonu szerokim pasmem szumu słyszenie tonu oparte jest na filtrze słuchowym, w którym (i) stosunek mocy tonu do mocy szumu (tzw. stosunek sygnału do szumu, *signal-to-noise ratio*, SNR) jest największy oraz że (ii) detekcja tonu na tle szumu następuje wtedy, gdy stosunek ten przekroczy pewną wartość. Pierwszą hipotezę dotyczącą charakterystyki filtru słuchowego zaproponował Fletcher (1940). Wyznaczał próg słyszalności tonu w obecności pasma szumu maskującego o częstotliwości środkowej równej częstotliwości tonu. Widmowa gęstość mocy szumu była stała. Oznacza to, że w miarę zwiększania szerokości pasma wzrastała całkowita moc szumu. Strukturę widmową sygnałów oraz rezultaty tego eksperymentu przedstawiono na rycinie 2.



Ryc. 2. Schemat eksperymentu Fletchera (1940)

Struktura widmowa sygnałów i rezultat eksperymentu.

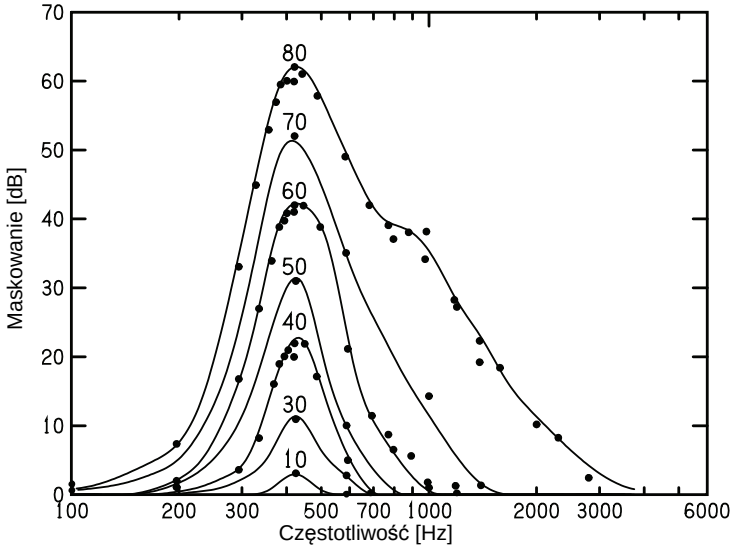
Początkowemu zwiększaniu szerokości pasma szumu (Δf) towarzyszył wzrost progu słyszalności tonu. Jednak począwszy od pewnej szerokości pasma próg przyjmował stałe wartości i dalsze zwiększanie jego szerokości nie powodowało wzrostu progu. Fletcher założył, że dokonując detekcji tonu na tle szumu, słuchacz wykorzystuje prostokątny filtr słuchowy o częstotliwości środkowej zbliżonej do częstotliwości tonu. Zatem, dopóki pasmo szumu maskującego mieści się w filtrze słuchowym, dopóty szum wpływa na próg słyszalności sygnału. Gdy szerokość pasma szumu wzrasta od najmniejszych wartości, to wzrasta również próg detekcji sygnału. Gdy szerokość pasma szumu przekroczy szerokość tego filtru słuchowego, to część szumu, która znalazła się poza filtrem, nie wpływa na detekcję tonu i próg detekcji tonu przyjmuje stałą wartość niezależnie od tego, że zwiększanie szerokości pasma szumu powoduje wzrost mocy szumu. Szerokość pasma szumu, przy której próg detekcji tonu przestaje wzrastać, nazywa się wstęgą krytyczną, odpowiada ona szerokości prostokątnego filtru słuchowego.

Prostokątne filtry słuchowe (wstęgi krytyczne) umożliwiają interpretację rezultatów eksperymentów dotyczących maskowania tonów przez sygnały szerokopasmowe. Jednak w przypadku innych typów sygnałów maskujących koncepcja nie sprawdza się. Przebieg tak zwanych audiogramów maskowania ilustrujących progi maskowania tonu pasmem szumu o częstotliwości środkowej 410 Hz, szerokości pasma 90 Hz i o różnych poziomach natężenia jest tego jednoznacznym dowodem (ryc. 3).

Próg detekcji tonu maskowanego pasmem szumu o ustalonym poziomie osiąga maksimum, gdy częstotliwość tonu jest zbliżona do częstotliwości środkowej pasma szumu. Przebiegu audiogramów maskowania nie można zinterpretować, opierając się na założeniu istnienia filtrów o prostokątnej obwiedni widmowej i wykorzystywaniu przez słuchacza tylko jednego prostokątnego filtru. Gdyby filtry słuchowe były prostokątne, to efekt maskowania byłby obserwowany tylko wówczas, gdy pasmo częstotliwości obejmowane przez sygnał maskujący pokrywałoby się, choć częściowo, z pasmem przepustowym (prostokątnego) filtru o częstotliwości środkowej równej częstotliwości tonu.

Audiogramy maskowania przedstawione na rycinie 3 odwzorowują tak zwane pobudzenie wywołane sygnałem maskującym (wąskie pasmo szumu), czyli pewną wewnętrzną aktywność układu słuchowego jako funkcję częstotliwości. Jest ono skutkiem przejścia sygnału maskującego przez układ filtrów słuchowych. Pasmo szumu wywołuje aktywność wszystkich punktów błony podstawnej o częstotliwościach charakterystycznych przypadających na to pasmo oraz wielu punktów w sąsiednich obszarach. Stąd zakres

częstotliwości, w którym występuje maskowanie, jest znacznie szerszy niż pasmo obejmowane przez masker, zwłaszcza od strony dużych częstotliwości, oraz zależy od jego poziomu.



Ryc. 3. Audiogramy maskowania (Egan, Hake, 1950)
Parametrem krzywych jest poziom pasma szumu maskującego.

Niezależnie od uproszczenia kształtu filtru słuchowego, koncepcji wstęg krytycznych poświęcono wiele badań w latach 1950–1970, których podsumowaniem jest zależność zaproponowana przez Scharfa (1970), przedstawiona na rycinie 6 za pomocą linii przerywanej. Wstęgi krytyczne mają szerokość stałą (równą 100 Hz) dla częstotliwości środkowych mniejszych od 500 Hz. Powyżej tej częstotliwości ich szerokość wzrasta w przybliżeniu liniowo wraz z częstotliwością. Przyjmuje się, że szerokość ta jest równa około 17% częstotliwości środkowej.

3. WYZNACZANIE CHARAKTERYSTYKI FILTRÓW SŁUCHOWYCH

3.1. Psychofizyczne krzywe strojenia

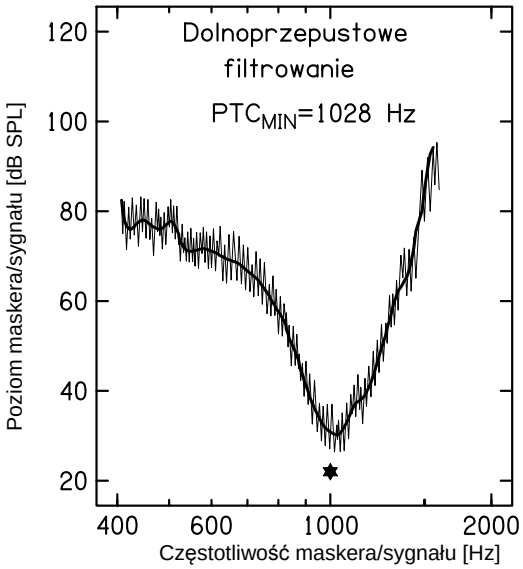
Charakterystykę filtra słuchowego wyznacza się dziś na podstawie pomiaru psychofizycznych krzywych strojenia (*Psychophysical Tuning Curves*, PTCs) (Moore, 1999) bądź za pomocą metody Pattersona (1976). Wyznaczenie psy-

chofizycznej krzywej strojenia dla wybranej częstotliwości to określenie poziomu wąskiego pasma szumu (maskera) w funkcji jego częstotliwości środkowej, który zaledwie maskuje ton o niewielkim poziomie (zwykle 10 dB SL). Zakłada się, że obszar błony podstawnej pobudzony tonem jest niewielki i nie przekracza szerokości pasma przepustowego jednego filtra słuchowego. Zaistnienie zjawiska maskowania (ton jest zaledwie słyszany) oznacza, że pobudzenie wywołane szumem w miejscu na błonie podstawnej, w którym ton wywołuje maksymalne wychylenie, pozostaje w stałej relacji względem pobudzenia wytwarzanego przez ton. Innymi słowy, na progu detekcji tonu stosunek sygnału do szumu w tym punkcie błony podstawnej jest stały, niezależny od częstotliwości środkowej pasma szumu.

Charakterystyki układów przetwarzających sygnały wyznacza się, mierząc zmiany poziomu sygnału wyjściowego w funkcji częstotliwości przy stałym sygnale wejściowym. Zakładając jednak, że mamy do czynienia z układem liniowym, to charakterystykę układu można wyznaczyć, postępując odwrotnie: dobierać poziom sygnału wejściowego tak, by na wyjściu otrzymywać zawsze taki sam poziom sygnału w funkcji jego częstotliwości, a otrzymaną w ten sposób zależność odwrócić. Psychofizyczna krzywa strojenia jest właśnie taką zależnością. Biorąc pod uwagę fakt, że w zakresie dynamiki do 40 dB układ słuchowy jest układem liniowym, to odwrócenie wierzchołkowej części krzywej strojenia ilustruje charakterystykę częstotliwościową jednego filtra słuchowego. Przykładową krzywą strojenia przedstawiono na rycinie 4 linią pogrubioną. Metoda ta, niezależnie od swych wad i ograniczeń, jest najdokładniejszą metodą określania częstotliwościowych granic tak zwanych martwych obszarów w ślimaku*. Wyznaczenie jednej psychofizycznej krzywej strojenia klasycznymi metodami psychofizyki jest bardzo czasochłonne. Jednak można je znacząco przyspieszyć, jeśli zastosuje się metodę szumu przestrajanego (Sęk i in., 2005). W metodzie tej częstotliwość środkowa pasma szumu jest przestrajana w dziedzinie częstotliwości w dowolnym zakresie. Sygnałem są impulsy tonu prezentowane na tle ciągłego maskera. Kierunkiem zmian poziomu szumu steruje słuchacz tak, by sygnał był zaledwie słyszalny. Przykład psychofizycznej krzywej strojenia uzyskanej za pomocą implementacji tej metody na komputer klasy

* Martwe obszary to te miejsca na błonie podstawnej, w których wewnętrzne komórki rzęsate lub/i neurony je unerwiające nie funkcjonują, tzn. informacja o pobudzeniu pewnego obszaru błony podstawnej (pewnym zakresie częstotliwości) nie jest transmitowana (dostępna) na wyższe piętra drogi słuchowej; B.C.J. Moore, M. Huss, D.A Vickers, T. Baer, 2001, *Psychoacoustics of dead regions*, [w:] A.J.M. Houtsma, A. Kohlrausch, V.F. Prijs, R. Schoonhoven, *Physiological and Psychophysical Bases of Auditory Function*, Shaker, Maastricht.

PC przedstawiono na rycinie 4 (linia łamana – przypominająca rezultat audiometrii Békésy'ego, linia pogrubiona – jej wygładzona wersja).

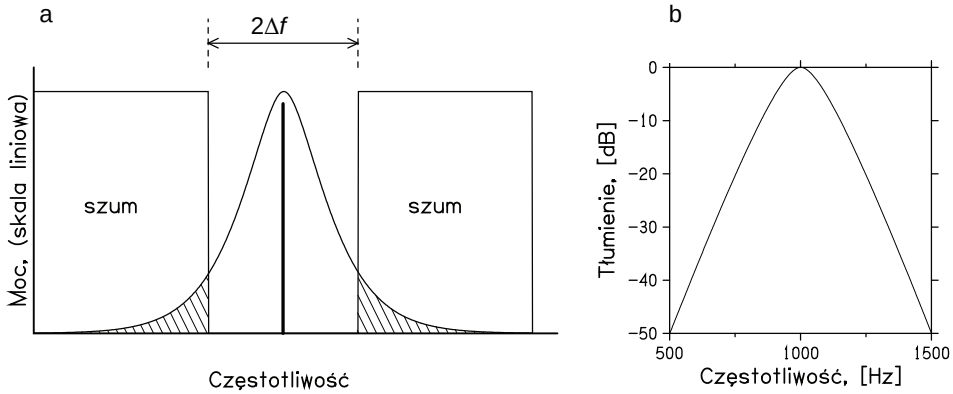


Ryc. 4. Przykładowe przebiegi psychofizycznych krzywych strojenia uzyskanych dla słuchaczy ze słuchem normalnym dla częstotliwości tonu 1000 Hz, przy szybkości zmian poziomu szumu 2 dB/s

3.2. Metoda Pattersona (metoda szumu pasmowozaporowego)

Najczęściej stosowaną metodą wyznaczania charakterystyki filtru słuchowego jest metoda Pattersona (1976). Oparta jest na pomiarze progów maskowania tonu za pomocą pasmowozaporowego szumu, co przedstawiono na rycinie 5. Ton maskowany ma stałą częstotliwość, zwykle równą częstotliwości środkowej pasma zaporowego. Dla sygnału znajdującego się w środku symetrii pasma zaporowego najwyższy stosunek sygnału do szumu uzyskuje się na wyjściu tego filtru, którego częstotliwość środkowa jest równa częstotliwości sygnału (ryc. 5).

Gdy szerokość zaporowego pasma szumu wzrasta, wówczas przez filtr słuchowy przechodzi coraz mniej szumu i dlatego próg detekcji sygnału maleje. Moc szumu przechodzącego przez filtr słuchowy jest proporcjonalna do powierzchni zawartej pod krzywą kształtu filtru w zakresie częstotliwości



Ryc. 5. Schemat metody Pattersona wyznaczania kształtu filtru słuchowego oraz przykładowa charakterystyka takiego filtru (Patterson, 1976)

obejmowanych przez szum (zakreskowane obszary). Zakładając, że próg odpowiada stałemu stosunkowi sygnału do szumu na wyjściu filtru słuchowego, to zmiana progu detekcji sygnału ze zmianą szerokości pasma zaporowego będzie wyrażona poprzez zmianę powierzchni pod krzywą filtru w zależności od szerokości pasma zaporowego. Typowy filtr słuchowy, przy założeniu, że jest opisany funkcją roex(*p*, *r*) (por. równanie 3), otrzymany za pomocą tej metody, przedstawiono na rycinie 5b. Filtr ten ma zaokrąglony wierzchołek i dość strome zbocza. Nie można opisać go za pomocą jednej liczby. Funkcja roex(*p*, *r*) (*rounded exponential*) wyrażona jest równaniem

$$\begin{aligned} |H(f)|^2 &= (1-r)(1+pg)\exp(-pg)+r \\ g &= \frac{|f-f_0|}{f_0} \end{aligned} \tag{3}$$

gdzie:

p – nachylenie zboczy filtra,

r – zakres dynamiki,

g – względna dewiacja częstotliwości względem częstotliwości środkowej,

H(*f*) – transmitancja.

Dysponując progami detekcji tonu dla kilku szerokości pasma zaporowego, przy użyciu metody najmniejszych kwadratów można wyznaczyć nachylenia charakterystyki tego filtra po stronie tak dużych, jak i małych częstotliwości oraz jego dynamikę. Szerokość filtra słuchowego wyraża się dość często za pomocą tak zwanej ekwiwalentnej szerokości prostokątnej, ERB. Jest ona liczbowo równa szerokości idealnego prostokątnego filtra o wartości transmitancji równej maksymalnej transmitancji filtra słuchowe-

go, przy czym moc przechodzącego szumu przez ten filtr jest równa mocy szumu przechodzącego przez filtr słuchowy. Przebieg zależności ekwiwalentnej szerokości filtrów słuchowych od częstotliwości ilustruje linia ciągła na rycinie 6 i jest on opisany za pomocą następującej zależności:

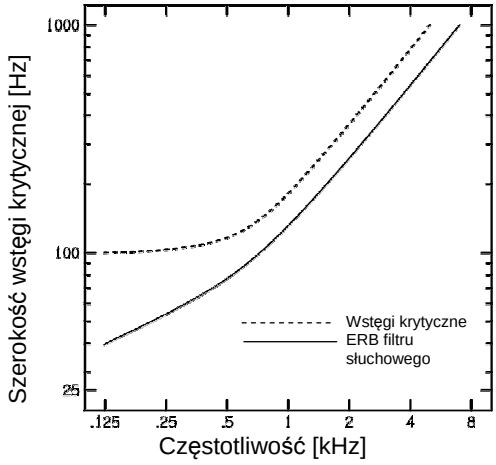
$$\mathrm{ERB} = 24{,}7\ (4{,}37F + 1) \tag{4}$$

gdzie:

F – częstotliwość środkowa filtra [kHz].

Podstawowa różnica pomiędzy wstęgami krytycznymi a ekwiwalentnymi szerokościami filtrów słuchowych dotyczy częstotliwości mniejszych od 500 Hz. Wstęgi krytyczne są około trzy razy szersze niż ekwiwalentna szerokość filtrów słuchowych dla częstotliwości 100–120 Hz. Ta zasadnicza rozbieżność wynika z braku danych eksperymentalnych dotyczących wstęg krytycznych w odróżnieniu od filtrów słuchowych i aproksymowania ich wartości na małe częstotliwości.

Przedstawione rozważania dotyczyły analizy funkcjonowania słuchu na przykładzie wykorzystania jednego filtru. W warunkach normalnych wykorzystujemy wiele filtrów słuchowych jednocześnie, gdyż dźwięki naturalne (muzyka, mowa) obejmują pasma częstotliwości znacznie szersze niż jedna wstęga krytyczna. Ponadto, percepcja barwy dźwięku wydaje się zależeć, przynajmniej częściowo, od rozkładu aktywności różnych filtrów słuchowych, a detekcja sygnału w warunkach maskowania często zależy od wyniku porównania sygnałów wyjściowych z różnych filtrów słuchowych.



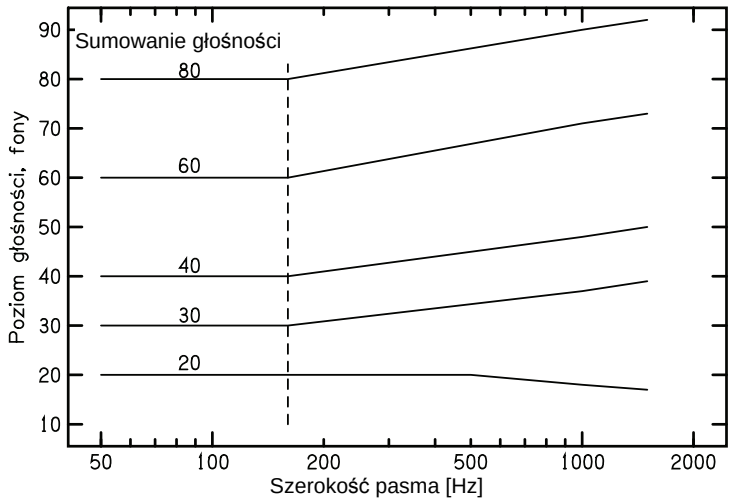
Ryc. 6. Zależność szerokości wstęg krytycznych od częstotliwości (Moore, 1999)

Linia przerywana – „tradycyjne" szerokości wstęg krytycznych, linia ciągła – ekwiwalentne szerokości prostokątne (ERB) filtru słuchowego.

Ekwiwalentna szerokość prostokątna filtrów słuchowych ulega znacznemu powiększeniu w przypadku odbiorczych uszkodzeń słuchu (Moore, 1999), co wiąże się ze znaczącym ograniczeniem selektywności częstotliwościowej układu słuchowego. Ograniczenie selektywności częstotliwościowej oznacza trudności w wykrywaniu sygnału na tle szumu, a przede wszystkim pogorszenie zrozumiałości mowy, zwłaszcza gdy mowa prezentowana jest na tle szumu lub innych zakłóceń.

4. GŁOŚNOŚĆ A SELEKTYWNOŚĆ CZĘSTOTLIWOŚCIOWA

Dla dźwięku stałego w czasie jego głośność zależy od zakresu częstotliwości, na jaki przypadają jego składowe. W przypadku szumu, gdy pasmo jego częstotliwości jest mniejsze od szerokości filtru słuchowego, jego głośność jest w przybliżeniu niezależna od szerokości pasma. Dźwięk ten jest oceniany jako jednakowo głośny z tonem o takim samym natężeniu i o częstotliwości równej częstotliwości środkowej tego pasma. Jeśli jednak szerokość pasma szumu będzie większa niż pasmo przepustowe filtru słuchowego, to głośność dźwięku złożonego będzie większa. Efekt ten przedstawiono na



Ryc. 7. Poziom głośności (w fonach) pasma szumu o częstotliwości środkowej 1 kHz wykreślony jako funkcja szerokości jego pasma (Zwicker, Fastl, 1990)

Dla każdej z krzywych całkowity poziom dźwięku (podany w dB SPL nad każdą krzywą) był stały. Linia przerywana wskazuje, że początek wzrostu głośności przypada dla tej samej szerokości pasma bodźca dla wszystkich poziomów (z wyjątkiem najniższego poziomu, dla którego nie zaobserwowano wzrostu głośności).

rycinie 7 dla pasm szumu o różnym natężeniu. Wzrost głośności związany z poszerzaniem pasma można wyjaśnić, zakładając sumowanie głośności aktywnych filtrów słuchowych.

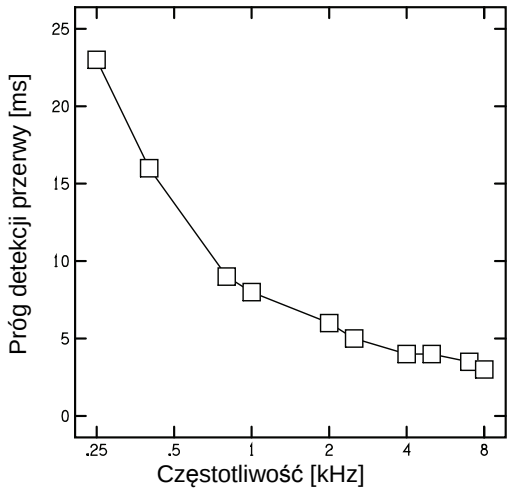
Rozważmy pasmo szumu o szerokości równej szerokości pasma przepustowego filtru słuchowego o częstotliwości środkowej równej częstotliwości środkowej pasma szumu. Poszerzmy to pasmo dwukrotnie, utrzymując stałą wartość całkowitego natężenia. W tym przypadku szum pokryje dwa filtry słuchowe, a natężenie w każdym z tych filtrów będzie równe połowie natężenia całkowitego. Zgodnie z prawem Stevensa, $G = kI^{0,3}$, zmniejszenie natężenia o połowę prowadzi do zmniejszenia głośności do 0,81 jej wartości początkowej. Całkowita głośność pochodząca od dwóch filtrów będzie 2 x 0,81 = 1,62 razy większa od głośności szumu pokrywającego jeden filtr. Dlatego zwiększanie szerokości pasma szumu ponad szerokość filtru słuchowego prowadzi do zwiększenia głośności.

5. ROZDZIELCZOŚĆ CZASOWA

Zmienność naturalnych sygnałów akustycznych jest czymś, czego sobie nie uświadamiamy. Zmiany te, a nie stałe w czasie fragmenty sygnału, są źródłem ogromnych porcji informacji, które można przyswoić i zinterpretować. Ciągłe zmiany sygnałów akustycznych nie stanowią większego problemu, bowiem układ słuchowy jest szczególnie dobrze przystosowany do detekcji i dyskryminacji zmian dźwięków w czasie. Ograniczenia tej zdolności odzwierciedlają tak zwaną czasową rozdzielczość ucha. Pomiar rozdzielczości czasowej ucha polega między innymi na wyznaczeniu progów detekcji interwałów ciszy w dźwiękach bądź detekcji modulacji amplitudowej w funkcji częstotliwości modulacji. Badania tego typu opierają się na wykorzystaniu szumu szerokopasmowego, ponieważ wprowadzenie przerw czasowych do takiego sygnału czy zmodulowanie go amplitudowo nie zmienia jego składu widmowego. Dzięki temu interwał ciszy, a właściwie jego czas trwania, jest jedynym czynnikiem umożliwiającym spostrzeganie takich przerw (Moore, 1999).

Z badań tych wynika, iż najkrótszy interwał ciszy, który potrafimy spostrzec w takich warunkach, trwa 2–3 ms. Jednak szum szerokopasmowy nie pozwala na uchwycenie wpływu filtrowania peryferyjnego na czasową zdolność rozdzielczą. Właściwości filtrów słuchowych, a głównie szerokość ich pasma przepustowego, zmieniają się z ich częstotliwością środkową, co może mieć istotny wpływ na czasową zdolność rozdzielczą w różnych pasmach częstotliwości. Szerokość filtrów słuchowych wzrasta wraz z często-

tliwością środkową, więc należy przypuszczać, że rozdzielczość czasowa układu słuchowego powinna zmieniać się wraz z częstotliwością; dla małych częstotliwości, dla których filtry są wąskie i mają znacznie dłuższy czas wybrzmiewania, rozdzielczość ta powinna być gorsza.

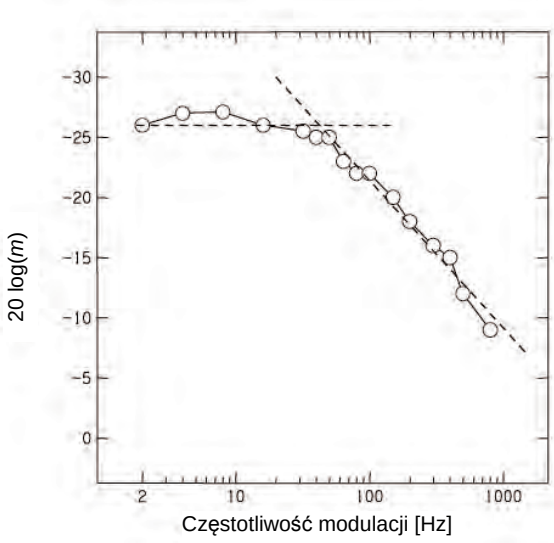


Ryc. 8. Próg detekcji przerw w paśmie szumu w zależności od częstotliwości środkowej tego pasma (Glasberg, Moore, 1992)

Próg detekcji interwału ciszy w sygnale wąskopasmowym maleje monotonicznie wraz ze zwiększaniem się częstotliwości środkowej pasma szumu (por. ryc. 8). Dla dużych częstotliwości środkowych (powyżej 4 kHz) wartość tego progu jest zbliżona do analogicznych wartości uzyskiwanych dla sygnałów szerokopasmowych. Można więc przypuszczać, że w procesie detekcji interwałów ciszy w sygnale szerokopasmowym wykorzystywane są głównie składowe o dużych częstotliwościach. Znaczący wzrost progu dla małych częstotliwości środkowych może być związany z odpowiedzią filtru słuchowego o częstotliwości środkowej bliskiej częstotliwości środkowej pasma. Gdy sygnał wejściowy do filtru wąskopasmowego (a więc o stosunkowo długim wybrzmiewaniu) zostanie nagle przerwany, filtr wybrzmiewa jakiś czas po wyłączeniu sygnału. Wybrzmiewanie filtrów słuchowych wypełnia częściowo interwał ciszy w sygnale, powodując zwiększenie progu detekcji przerw. Dlatego zwiększenie progu detekcji interwału ciszy dla małych częstotliwości można wyjaśnić, opierając się na mniejszej szerokości filtru słuchowego.

Inną metodę analizy czasowej rozdzielczości układu słuchowego zaproponował Viemeister (1979). Analizował detekcję modulacji amplitudowej

szumu szerokopasmowego w funkcji częstotliwości modulacji i uzyskał rezultaty w formie funkcji przeniesienia modulacji (*Temporal Modulation Transfer Function*, TMTF), którą przedstawiono, za pomocą niewypełnionych kółek, na rycinie 9 (odwrócone wartości osi pionowej). Progi modulacji amplitudowej szumu szerokopasmowego (wyrażone za pomocą logarytmu współczynnika głębokości modulacji amplitudowej) dla małych częstotliwości są niewielkie i pozostają stałe do około 50–60 Hz. Jednak powyżej tej częstotliwości ich wartość znacząco rośnie, o około 3 dB na oktawę częstotliwości modulacji. Modulacja przestaje być spostrzegana dla częstotliwości modulacji powyżej około 700 Hz. Przebieg tej zależności sugeruje, że układ słuchowy dokonuje dolnoprzepustowego filtrowania w odniesieniu do obwiedni amplitudowej filtrem dolnoprzepustowym o częstotliwości odcięcia około 60 Hz, którego hipotetyczną charakterystykę ilustruje linia przerywana na rycinie 9.



Ryc. 9. Progi detekcji modulacji amplitudowej szerokopasmowego szumu (tzw. funkcja przeniesienia modulacji, TMTF)

Są one wyrażone za pomocą zlogarytmowanego współczynnika głębokości modulacji amplitudowej w funkcji częstotliwości modulacji, przy czym oś pionowa ma odwróconą skalę, by lepiej zobrazować charakterystykę hipotetycznego filtra dolnoprzepustowego, zaznaczoną linią przerywaną.

Dalsze badania nad modulacją amplitudową i częstotliwościową doprowadziły do powstania teorii tak zwanych filtrów modulacyjnych (*Modulation Filterbank*, MFB), to jest zastąpiono dolnoprzepustowy filtr Viemeistera układem pasmowoprzepustowych filtrów. Postuluje ona istnienie pewnej formy analizy widmowej dokonywanej w układzie słuchowym w odniesie-

niu do zmian amplitudy (obwiedni) sygnału akustycznego. Sygnały wyjściowe z filtrów słuchowych poddawane są nieliniowej transformacji i filtrowane za pomocą układów pasmowoprzepustowych nakładających się na siebie filtrów nastrojonych na częstotliwości obwiedni zmian amplitudy sygnału. Analiza zmian obwiedni sygnałów przeprowadzana jest na wyższych piętrach układu słuchowego, który zawiera neurony „nastrojone" na częstotliwości zmian obwiedni sygnału. Zbiór neuronów nastrojonych na różne częstotliwości obwiedni, których istnienie stwierdzono na różnych piętrach drogi słuchowej (Palmer, 1995), stanowi podstawę założenia istnienia układu filtrów modulacyjnych. Również badania psychofizyczne dowiodły istnienia takich zjawisk w dziedzinie częstotliwości modulacji, które w przypadku częstotliwości słyszalnych stały się podstawą koncepcji filtrów słuchowych. Wśród tych zjawisk najważniejsze wydają się: maskowanie w dziedzinie modulacji, rozdzielczość częstotliwościowa (Houtgast, 1989), wybrzmiewanie filtrów modulacyjnych, wrażliwość układu słuchowego na fazę składowych modulacji (Sęk, Moore, 2003) czy dyskryminacja częstotliwości modulacji. Koncepcja ta doprowadziła również do pełnej i jednoznacznej interpretacji funkcji przeniesienia modulacji, co ostatecznie pozwoliło zaakceptować ten model.

6. PERCEPCJA WYSOKOŚCI

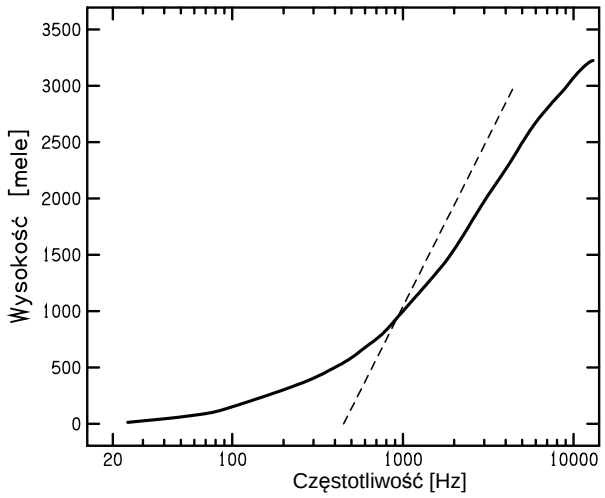
6.1. Wysokość tonów. Skalowanie wysokości

Wysokość zdefiniowana jest jako ten atrybut wrażenia słuchowego, względem którego dźwięki można uporządkować na skali muzycznej. Zmiany wysokości występujących po sobie dźwięków wywołują wrażenie melodii. Wysokość jest subiektywnym atrybutem dźwięku i nie można jej mierzyć bezpośrednio. Określenie wysokości dźwięku to wskazanie częstotliwości tonu mającego subiektywnie taką samą wysokość, jak rozpatrywany dźwięk. Wysokość sygnałów sinusoidalnych (tonów) ściśle odpowiada ich częstotliwości.

Subiektywne skale wysokości tworzono analogicznie do skalowania głośności i zaproponowano, by jednostką wysokości był mel. Jedną z pierwszych skal tego typu wprowadził Stevens (1957), który przyjął za dźwięk odniesienia ton o częstotliwości 1000 Hz i przypisał mu wysokość 1000 meli. Wysokość innych dźwięków określał w odniesieniu do tego dźwięku, to znaczy dźwięk dwa razy wyższy miał 2000 meli, dźwięk o połowę niższy – 500 me-

li. Nachylenie krzywej wyrażającej wysokość tonu w melach jest mniejsze niż nachylenie powszechnie stosowanej skali muzycznej (ryc. 10). Pasmo obejmujące trzy oktawy 200–1600 Hz (o stosunku częstotliwości jak 1 : 8) ma stosunek najmniejszej do największej wysokości (w melach), jak 1: 4,3. W ogólności wysokość wyrażona w melach wzrasta ze wzrostem częstotliwości do około 5000 Hz. Jednak interwał oktawy dla małych częstotliwości jest percepcyjnie mniejszy niż interwał oktawy dla dużych częstotliwości. Dla oktawy 100–200 Hz różnica wysokości wynosi 300–160 = 140 meli, natomiast dla oktawy 1000–2000 Hz różnica wysokości wynosi 1550–1000 = = 550 meli.

Inną skalę meli zaproponowali Zwicker i Fastl (1990). Przyjęto w niej, że tonowi o częstotliwości 125 Hz odpowiada 125 meli. Każdym 100 melom odpowiada jedna wstęga krytyczna, a jej całkowity zakres sięga 2400 meli. Przyjęcie takich wartości powiązało wysokość dźwięku (tonu) z położeniem maksimum drgań błony podstawnej, ponieważ każda wstęga krytyczna odpowiada stałemu odcinkowi błony podstawnej (ok. 1 mm).



Ryc. 10. Porównanie skali meli (linia ciągła) i skali muzycznej (linia przerywana) (Moore, 1999)

Skala meli jest mało przydatna w określaniu wysokości dźwięków muzycznych i wielokrotnie poddawano ją krytyce. Z jednej strony różnym oktawom przypisuje różne wartości wysokości w melach, podczas gdy w rzeczywistości relacje między interwałami muzycznymi nie zależą od wysokości oktawy. Ponadto, kontrast percepcyjny między tonami o często-

tliwościach 200 i 1000 Hz jest większy od kontrastu pomiędzy tonami o częstotliwościach 200 i 100 Hz. Paradoks ten można zinterpretować, opierając się na założeniu, że wysokość dźwięku jest dwuwymiarowa. Jednym z wymiarów jest tak zwana wysokość tonalna, a drugim wysokość muzyczna. Posługiwanie się skalą meli może być uzasadnione jedynie w odniesieniu do wysokości tonalnej.

6.2. Teorie percepcji wysokości

Jedną z klasycznych teorii percepcji wysokości dźwięku jest tak zwana teoria miejsca (lub lokalizacyjna). Zgodnie z nią wysokość jest związana z rozkładem aktywności różnych punktów błony podstawnej i neuronów słuchowych, które są ściśle przyporządkowane poszczególnym jej punktom. Ton wywołuje maksymalną aktywność tych włókien nerwowych, które unerwiają komórki rzęsate w najaktywniejszych miejscach błony podstawnej. Główny postulat teorii mówi, że położenie tego maksimum określa wysokość dźwięku, a wykrycie zmian częstotliwości jest oparte na tych miejscach, w których aktywność zmienia się najbardziej. Na podstawie tej teorii trudno jest jednak zinterpretować wysokość bardzo głośnych dźwięków. Wysokość nieznacznie bowiem zależy od głośności dźwięku. Jednak z obserwacji wychylenia błony podstawnej wynika, że położenie punktu maksymalnego jej wychylenia przesuwa się dla dźwięków o dużym natężeniu aż o pół oktawy w kierunku małych częstotliwości. Takiego przesunięcia wysokości nie obserwuje się w eksperymentach psychofizycznych dotyczących percepcji wysokości.

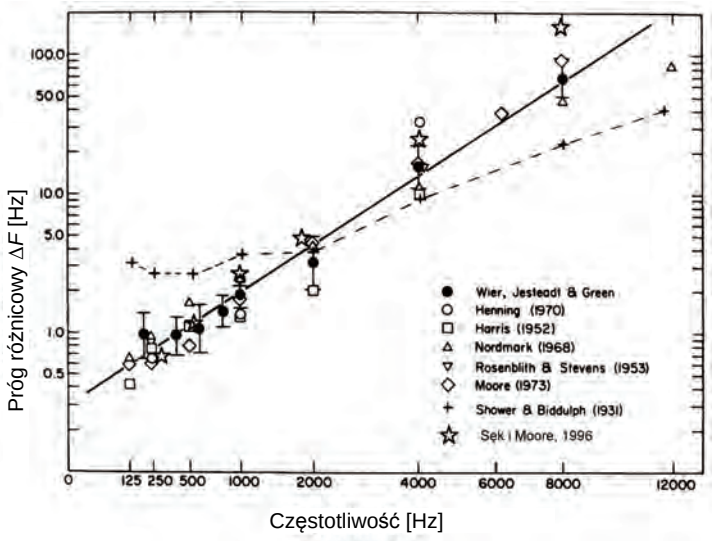
Teoria czasowa jest alternatywą do przedstawionej teorii miejsca. Sugeruje, że wysokość dźwięku ma związek z czasowym przebiegiem impulsów neuronowych wywołanych przez ten dźwięk. Dla częstotliwości do około 4–5 kHz wyładowania neuronów mają tendencję do pojawiania się dla ściśle określonej fazy fali pobudzającej (co zwykle nazywa się synchronicznością fazową), choć nie występują dla każdego jej okresu, bowiem neurony słuchowe mogą generować do około 300–400 impulsów na sekundę. Dlatego interwały czasowe pomiędzy kolejnymi impulsami w pojedynczym neuronie są całkowitymi wielokrotnościami okresu fali pobudzającej. W przypadku, gdy dźwiękiem jest ton, a pobudzenie błony podstawnej obejmuje pewien jej obszar oraz liczną grupę neuronów, zgodnie z teorią, na pewnym piętrze drogi słuchowej określany jest najczęściej powtarzający się przedział czasu pomiędzy impulsami w aktywnych neuronach. Odwrotność najkrót-

szego z tych przedziałów czasu wskazuje na częstotliwość tonu i determinuje wysokość.

Opierając się na teorii czasowej, trudno jest zinterpretować wysokości sygnałów sinusoidalnych o bardzo dużej częstotliwości, ponieważ synchroniczność fazowa nie występuje dla częstotliwości większych od 5 kHz. Warto jednak pamiętać, że dźwięki wytwarzane przez instrumenty muzyczne, ludzki głos oraz większość dźwięków spotykanych w codziennym życiu mają częstotliwości podstawowe mniejsze od 5 kHz.

6.3. Dyskryminacja częstotliwości

Progi różnicowe częstotliwości, czyli najmniejsza zaledwie spostrzegalna różnica częstotliwości dwóch następujących po sobie tonów, były przedmiotem wielu badań. Podsumowanie wyników kilku prac dotyczących tego zagadnienia przedstawiono na rycinie 11. Jeśli próg różnicowy częstotliwości wyrażony zostanie jako funkcja częstotliwości, to zależność logarytmu tego progu od pierwiastka kwadratowego z częstotliwości jest linią prostą. Na rycinie 11 osie wyskalowane są właśnie w ten sposób.



Ryc. 11. Zaledwie spostrzegana różnica częstotliwości następujących po sobie sygnałów sinusoidalnych (Wier i in., 1977; Sęk, Moore, 1995)

Progi różnicowe częstotliwości osiągają bardzo małe wartości i każda z teorii funkcjonowania układu słuchowego dąży do pełnej interpretacji tego

zjawiska. W warunkach laboratoryjnych możliwe jest rozróżnienie dwóch następujących po sobie tonów o średnich poziomach, czasach trwania, na przykład 400 ms, których częstotliwości są zbliżone do 1 kHz, gdy różnica ich częstotliwości wynosi około 2–3 Hz. Selektywność filtrów słuchowych, będących podstawą teorii miejsca, jest zbyt mała, aby umożliwiła efektywne rozseparowanie takich tonów. Małe wartości progów różnicowych częstotliwości i ich znaczący przyrost dla częstotliwości większych od 4–5 kHz można natomiast wyjaśnić na podstawie teorii czasowej. Informacja zawarta w synchroniczności fazowej, to jest w odstępach czasowych pomiędzy impulsami w neuronach słuchowych, stanowi dogodną podstawę rozróżniania tych sygnałów. Dlatego też tam, gdzie synchroniczność fazowa dostarcza precyzyjnej informacji o częstotliwości dźwięku, progi dyskryminacji częstotliwości są bardzo małe. Jednak dla częstotliwości większych od 5 kHz impulsy neuronów nie są już zsynchronizowane z fazą tonu i w związku z tym informacja o częstotliwości jest niejednoznaczna, a progi różnicowe znacząco wzrastają.

Oba opisane mechanizmy – czasowy i miejsca – nie wykluczają się. Wydaje się, że mechanizm miejsca obowiązuje w całym zakresie częstotliwości słyszalnych, a mechanizm synchroniczności fazowej (teoria czasowa) „wspomaga" go znacząco w zakresie częstotliwości do 4–5 kHz. Warto w tym miejscu dodać, że w najnowszych pracach dotyczących dyskryminacji wysokości wirtualnej (patrz poniżej) dowiedziono, że w przypadku sygnałów złożonych możliwe jest efektywne wykorzystanie informacji zawartej w synchroniczności fazowej aż do 10 kHz (Moore, Sęk, 2009).

6.4. Wysokość dźwięków złożonych

Złożonym dźwiękom periodycznym, których częstotliwości repetycji leżą w zakresie częstotliwości słyszalnych, można łatwo przyporządkować wysokości, to jest wskazać na tony, które w odczuciu słuchaczy będą tak samo wysokie, jak dźwięki złożone. Jednak o ile w przypadku tonów wysokość związana jest z ich częstotliwością, to w przypadku dźwięków złożonych ich wysokość łączy się z częstotliwością powtarzania fali. W przypadku okresowego sygnału złożonego jego wysokość odpowiada częstotliwości podstawowej dźwięku.

Każdy dźwięk okresowy można rozłożyć na składowe sinusoidalne, wśród których wyróżnić można składową podstawową i wiele składowych harmonicznych. Częstotliwości poszczególnych składowych są całkowitymi

wielokrotnościami częstotliwości składowej podstawowej. Na przykład krótki impuls o repetycji 200 razy w ciągu jednej sekundy ma składową podstawową o częstotliwości 200 Hz i harmoniczne o częstotliwościach 400, 600, 800 Hz itd. W ramach próby zrównania wysokości łatwo przekonać się, że wysokość takiego dźwięku jest podobna do wysokości tonu o częstotliwości 200 Hz. Jednakże błędne jest założenie, że obecność składowej o częstotliwości 200 Hz decyduje o przypisaniu takiemu sygnałowi wysokości tonu 200 Hz. Można bowiem składową tę usunąć (odfiltrować), a wysokość takiego dźwięku pozostanie niezmieniona. Zjawisko to nazywa się słyszeniem nieobecnej składowej podstawowej, ponieważ pomimo jej braku wysokość dźwięku jest w dalszym ciągu taka jak tonu o tej częstotliwości. Wrażenie wysokości pozostaje prawie niezmienione nawet wtedy, gdy prezentowanych jest tylko kilka składowych harmonicznych o dużych częstotliwościach, na przykład 800, 1000 i 1200 Hz, choć barwa takiego dźwięku czy ogólne wrażenie przez nie wywołane jest inne.

Powstawanie wrażenia wysokości w układzie słuchowym jest procesem dwustopniowym. Na pierwszym etapie analizowane są harmoniczne o najmniejszych częstotliwościach. Zasadnicze znaczenie ma wówczas filtrowanie dźwięku na błonie podstawnej: najniższe składowe wytwarzają zwykle wyraźne maksima, które, zgodnie z teorią miejsca, mogą prowadzić do jednoznacznego określenia wysokości. Jednak również ważna jest struktura czasowa wyładowań neuronowych będących reakcją na sygnały wyjściowe z filtrów słuchowych. Na drugim etapie ma miejsce porównanie pobudzeń aktywnych filtrów słuchowych, prowadzące do określenia częstotliwości składowej podstawowej. Wysokość dźwięku odpowiada tej właśnie częstotliwości. W jednym z modeli tego typu określenie wysokości jest oparte na częstotliwości podharmonicznych składowych dźwięku. Zakłada się, że układ słuchowy „znajduje" podharmoniczne wszystkich składowych obecnych w dźwięku złożonym. Wysokość dźwięku złożonego jest równa częstotliwości tej podharmonicznej, która jest podharmoniczną największej liczby składowych dźwięku. To częstotliwość tej podharmonicznej decyduje o wysokości rozważanego dźwięku złożonego. Poszukiwanie podharmonicznych jest możliwe na podstawie informacji zawartych w synchroniczności fazowej, dlatego że najmniejszy interwał czasowy pomiędzy impulsami w neuronie może odpowiadać częstotliwości rozważanej składowej harmonicznej, a każda kolejna całkowita wielokrotność tego odstępu odpowiada kolejnym jej podharmonicznym (Moore, 1999). W przypadku trójtonu o częstotliwościach 800, 1000 i 1200 Hz możliwe interwały czasowe pomiędzy sąsiednimi impulsami neuronowymi przedstawiono w tabeli. Jedyny inter-

wał powtarzający się w przypadku wszystkich składowych ma czas trwania 5 ms i odpowiada sygnałowi o częstotliwości 200 Hz. Taka też wysokość przypisywana jest wymienionemu trójtonowi.

Tabela. Interwały czasowe [ms] pomiędzy możliwymi impulsami neuronowymi dla trzech sygnałów tonalnych o częstotliwościach 800, 1000 i 1200 Hz

Częstotliwość składowej [Hz]		
800	**1000**	**1200**
1,25	1,00	0,83
2,50	2,00	1,66
3,75	3,00	2,50
5,00	4,00	3,36
6,25	**5,00**	4,16
7,50	6,00	**5,00**
8,75	7,00	5,83
10,0	8,00	6,66

6.5. Percepcja barwy

Barwę dźwięku definiuje się jako ten atrybut wrażenia dźwiękowego, który umożliwia rozróżnienie dwóch jednakowo głośnych i jednakowo wysokich dźwięków. W odróżnieniu od wysokości i głośności, które są jednowymiarowe, barwa jest wielowymiarowa. Nie istnieje bowiem jeden wymiar lub skala, na której można uszeregować dźwięki względem ich barwy. Ten specyficzny atrybut dźwięku zależy od wielu fizycznych jego cech, wśród których należy wymienić rozkład energii w dziedzinie częstotliwości (widmo), zmiany tego rozkładu w czasie oraz charakter dźwięku, to znaczy, czy jest periodyczny i wytwarza wrażenie tonu o częstotliwości z zakresu słyszalnego lub czy jest to dźwięk nieregularny wytwarzający wrażenie szumu. Niemniej istotne znaczenie dla barwy dźwięku ma sposób jego prezentacji, to znaczy, czy jest on prezentowany w sposób ciągły, czy z przerwami. Ponadto sposób włączania i wyłączania dźwięku ma również istotny wpływ na odczucie barwy dźwięku; szybkie narastanie dźwięku ma zupełnie inną barwę niż narastanie powolne.

Dla ciągłych dźwięków periodycznych warto przytoczyć ścisłą definicję barwy podaną przez Amerykańską Organizację Normalizacyjną: „barwa

dźwięku jest tym atrybutem wrażenia słuchowego, względem którego słuchacz może ocenić dwa stałe w czasie dźwięki złożone o tej samej głośności, wysokości i czasie trwania jako niepodobne". Barwa zdefiniowana w ten sposób zależy głównie od względnych amplitud poszczególnych składowych widmowych dźwięków złożonych. Dźwięki zawierające duże częstotliwości mają „ostrą" barwę, a dźwięki, w których dominują częstotliwości małe, brzmią „łagodnie".

Bibliografia

Egan J.P., Hake H.W., 1950, *On the masking pattern of a simple auditory stimulus*, J. Acoust. Soc. Am., 22, s. 622–630.

Fletcher H., 1940, *Auditory patterns*, Reviews of Modern Physics, 12, s. 47–65.

Garner W.R., Miller G.A., 1947, *The masked threshold of pure tones as a function of duration*, J. Exp. Psychol., 37, s. 293–303.

Glasberg B.R., Moore B.C.J., 1992, *Effects of envelope fluctuations on gap detection*, Hearing Research, 64, s. 81–92.

Houtgast T., 1989, *Frequency selectivity in amplitude-modulation detection*, J. Acoust. Soc. Am., 85, s. 1676–1680.

Moore B.C.J., 1999, *Wprowadzenie do psychologii słyszenia*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Poznań.

Moore B.C.J., Glasberg B.R., 1996, *A model of loudness perception applied to cochlear hearing loss*, Auditory Neuroscience.

Moore B.C.J., Huss M., Vickers D.A., Baer T., 2001, *Psychoacoustics of dead regions*, [w:] A.J.M. Houtsma, A. Kohlrausch, V.F. Prijs, R. Schoonhoven (red.), *Physiological and Psychophysical Bases of Auditory Function*, Shaker, Maastricht.

Moore B.C.J., Sęk A., 2009, *Sensitivity of the human auditory system to temporal fine structure at high frequencies*, J. Acoust. Soc. Am., 125, s. 3186–3193.

Palmer A.R., 1995, *Neural signal processing*, [w:] B.C.J. Moore (red.), *Hearing*, Academic Press, San Diego.

Patterson R.D., 1976, *Auditory filter shapes derived with noise stimuli*, J. Acoust. Soc. Am., 59, s. 640–654.

Robinson D.W., Dadson R.S., 1956, *A re-determination of the equal-loudness relations for pure tones*, Brit. J. Appl. Phys., 7, s. 166–181.

Scharf B., 1970, *Critical bands*, [w:] J.V. Tobias (red.), *Foundations of Modern Auditory Theory*, Academic Press, New York.

Sęk A., Alcántara J., Moore B.C.J., Kluk K., Wicher A., 2005, *Development of a fast method for determining psychophysical tuning curves*, International Journal of Audiology, 44, s. 408–420.

Sęk A., Moore B.C.J., 1995, *Frequency discrimination as a function of frequency, measured in several ways*, J. Acoust. Soc. Am., 97, s. 2479–2486.

Sęk A., Moore B.C.J., 2003, *Testing the concept of a modulation filter bank: The audibility of component modulation and detection of phase change in three-component modulators*, J. Acoust. Soc. Am., 113, s. 2803–2811.

Stevens S.S., 1957, *Calculating Loudness*, Noise Control, 3, s. 11–22.
Viemeister N.F., 1979, *Temporal modulation transfer functions based on modulation thresholds*, J. Acoust. Soc. Am., 66, s. 1364–1380.
Wier C.C., Jesteadt W., Green D.M., 1977, *Frequency discrimination as a function of frequency and sensation level*, J. Acoust. Soc. Am., 61, s. 178–184.
Zwicker E., Fastl H., 1990, *Psychoacoustics – Facts and Models*, Springer-Verlag, Berlin.
Zwicker E., Scharf B., 1965, *A model of loudness summation*, Psychol. Rev., 72, s. 3–26.

EDWARD HOJAN, DOROTA HOJAN-JEZIERSKA

PERCEPCJA MONAURALNA I BINAURALNA

1. LOKALIZACJA ŹRÓDŁA DŹWIĘKU

Teorie opisujące naturalne słyszenie przestrzenne (Pruszewicz, 2010) to:
1) teoria lokalizacji natężeniowo-czasowej,
2) teorie optyczne,
3) teorie motoryczne,
4) teorie przewodzenia przez kości czaszki,
5) teorie błędnikowe,
6) teorie wrażeń dotykowych.

Omawiając przestrzenną lokalizację źródeł dźwięku, należy wyróżnić kolejne pojęcia:

1) lokalizacja – subiektywna ocena położenia źródła dźwięku w przestrzeni,

2) lateralizacja – wrażenie przemieszczania się obrazu dźwiękowego wewnątrz głowy wzdłuż linii łączącej oboje uszu,

3) odsłuch monauralny – percepcja dźwięku dokonywana jednousznie,

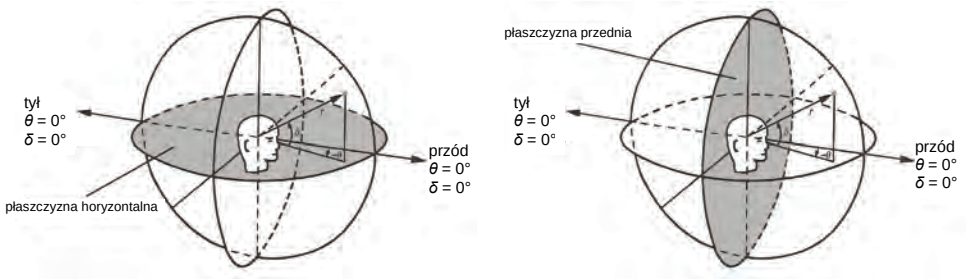
4) odsłuch binauralny – percepcja dźwięku dokonywana dwuusznie,

5) odsłuch dychotyczny – odsłuch dwóch różnych sygnałów podawanych na oboje uszu.

6) odsłuch diotyczny – odsłuch tego samego sygnału podawanego na oboje uszu.

Na lokalizację źródła dźwięku składa się określenie jego położenia co do odległości oraz kierunku w płaszczyźnie poziomej i pionowej wybranej przestrzeni (Hojan, 2003). Jeśli słuchaczowi prezentuje się dźwięk poprzez słuchawki lub aparat słuchowy, obraz dźwiękowy pojawia się wewnątrz głowy – mówi się wtedy o lateralizacji. Większość wskazówek, na podstawie

których słuchacz lokalizuje źródło, wynika z posiadania pary uszu i odbywa się przez porównywanie sygnałów do nich dochodzących. Binauralność układu słuchowego pozwala na selektywne śledzenie dźwięków z wybranego kierunku i skuteczne eliminowanie innych. Lokalizację źródła w przestrzeni określa się względem głowy obserwatora w płaszczyźnie horyzontalnej lub przedniej (wertykalnej) (ryc. 1).

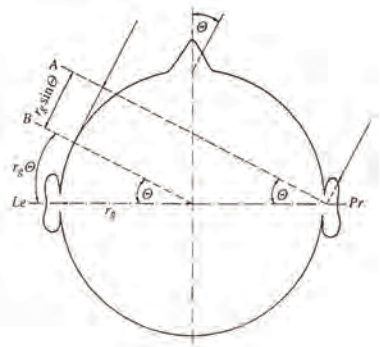


Ryc. 1. Płaszczyzna horyzontalna i wertykalna lokalizacji źródła dźwięku (Mills, 1972)

Kąt $\emptyset$ pomiędzy kierunkiem określającym przód a rzutem promienia wodzącego na płaszczyznę horyzontalną to kąt azymutalny. Kąt biegunowy δ to kąt pomiędzy płaszczyzną horyzontalną a promieniem wodzącym.

O zdolności słuchacza do lokalizacji źródła dźwięku decyduje międzyuszna różnica:

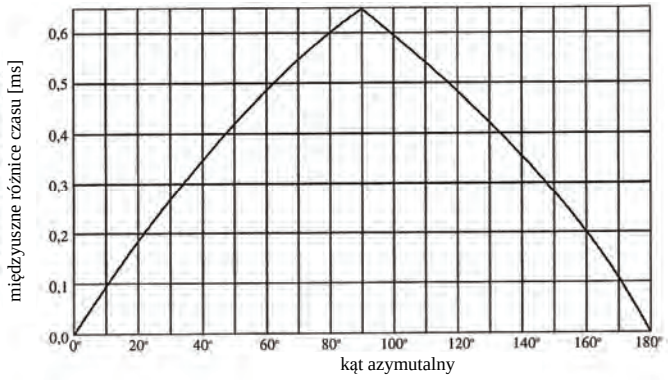
– czasu Δt,
– intensywności ΔI,
– widma (w zakresie częstotliwości) Δf,
– sygnałów dochodzących do obojga uszu (ryc. 2).



$\Delta t = rg\ (\sin\Theta + \Theta)/c$
c – prędkość dźwięku

Ryc. 2. Międzyuszna różnica sygnałów docierających do obojga uszu

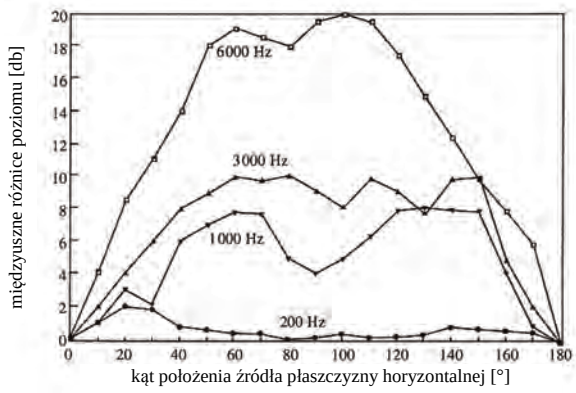
Dźwięk docierający do ucha dalszego jest opóźniony względem bliższego; różnica ta nazywa się międzyuszną różnicą czasu – MRC. Wartości MRC zmieniają się od 0,018 do 0,64 ms. Zależność MRC od kąta azymutalnego przedstawiono na rycinie 3.



Ryc. 3. Zależność MRC od kąta azymutalnego *Ø* (Peddersen, 1955)

MRC zależy od częstotliwości. Nie dla wszystkich częstotliwości wartości przesunięcia fazowego są jednoznaczne, aby tego uniknąć, połowa długości fali powinna być większa od odległości między uszami. Warunek ten spełniony jest dla fal o niskich częstotliwościach – poniżej 1500 Hz.

Międzyuszna różnica intensywności ΔI (MRI) często zwana jest również międzyuszną różnicą natężeń lub poziomów. Wynika bezpośrednio ze zjawiska dyfrakcji fali na przeszkodzie, którą stanowi głowa wraz z małżowinami usznymi. Skuteczność uginania fali zależy od proporcji między długością fali a rozmiarami przeszkody; MRI również zależy od częstotliwości (ryc. 4).



Ryc. 4. Zależność międzyusznej różnicy intensywności ΔI (MRI) od częstotliwości (Mills, 1972)

Międzyuszne różnice intensywności ΔI dla wysokich częstotliwości (powyżej 6 kHz) dochodzą nawet do 20 dB, gdy dla niskich częstotliwości można je pominąć.

Mechanizm lokalizacji w płaszczyźnie wertykalnej jest zupełnie inny. Główną rolę odgrywa małżowina uszna modyfikująca widmo dźwięku, którego obwiednia zmienia się wraz z kątem położenia źródła w płaszczyźnie środkowej. Dodatkowo głowa, małżowina uszna oraz zewnętrzny przewód słuchowy działają jak układ filtrów zmieniający położenie minimów i maksimów amplitudy składowych w widmie odbieranego dźwięku. Pewne znaczenie mają także odbicia od tułowia oraz kształt małżowin usznych.

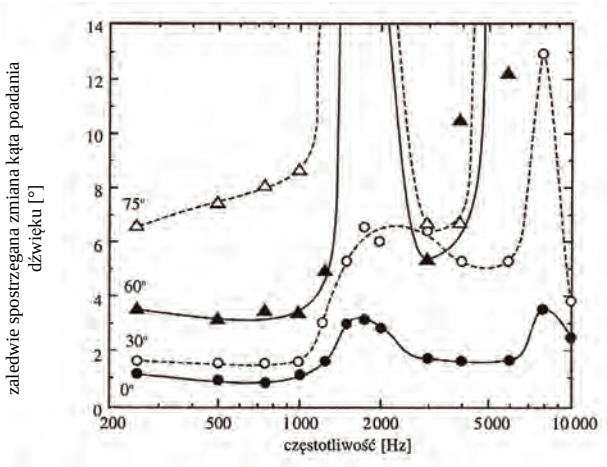
Parametrami, na podstawie których możliwa jest ocena odległości źródła dźwięku od obserwatora, są:

– poziom ciśnienia akustycznego – zmniejsza się o 6 dB przy podwojeniu odległości,

– zmiana widma sygnału – im większy udział składowych o wysokich częstotliwościach, tym mniejsza odległość,

– stopień rozproszenia dźwięku – im większy stosunek energii fali bezpośredniej do energii odbitej w sygnale docierającym do obserwatora, tym mniejsza odległość.

Minimalny kąt słyszenia (MKS) to najmniejsza spostrzegana zmiana pozycji kątowej źródła dźwięku; określa dokładność lokalizacji źródła. MKS jest zależny od częstotliwości i kąta azymutalnego (ryc. 5).



Ryc. 5. Minimalny kąt słyszenia (MKS) w funkcji częstotliwości źródła dźwięku (Mills, 1972)

Najmniejszą wartość kąta słyszenia (najlepsza lokalizacja) otrzymuje się dla źródła dźwięku położonego na wprost obserwatora. Dotyczy to zwłasz-

cza sygnałów o niskich częstotliwościach (do 1 kHz); wartość MKS jest równa około 1°. Wzrost kąta azymutalnego źródła powoduje pogorszenie rozdzielczości, szczególnie dla sygnałów o wysokich częstotliwościach.

Metodę określania kąta ostrości słyszenia kierunkowego opracował A. Zakrzewski (1933, 1937). Podczas badania słuchacz siedzi z zamkniętymi oczami na fotelu z podpórką pod głową (w celu uniemożliwienia wykonywania nieświadomych ruchów głową).

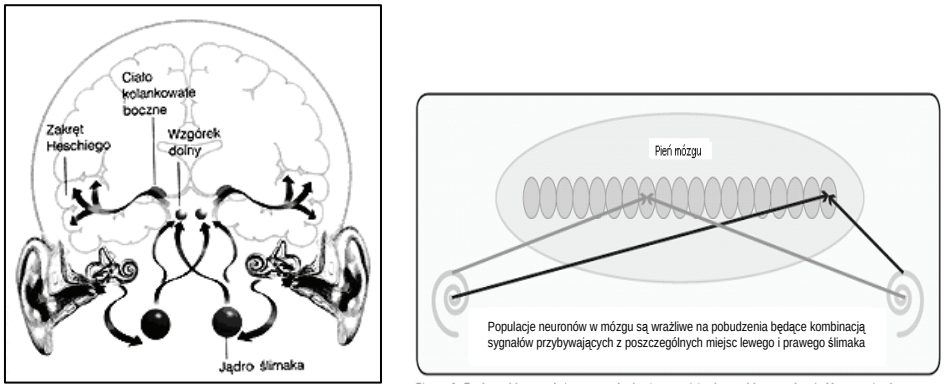
Mechanizm pozwalający na przesuw głośnika składa się z ramienia obrotowego, do którego zamocowany jest głośnik. Odległość głośnika od uszu słuchacza wynosi 150 cm.

Najmniejszy kąt pomiędzy dwoma położeniami głośnika, kiedy słuchacz jeszcze rozpoznaje, że obydwa sygnały dochodzą z różnych miejsc przestrzeni, to kąt ostrości słyszenia kierunkowego (KOSK). Wartość tego kąta zmienia się w zależności od rodzaju patologii słuchu.

2. PERCEPCJA MONAURALNA I BINAURALNA

„Bóg dał człowiekowi dwoje uszu i tylko jedne usta, dlatego może usłyszeć dwa razy więcej niż mówi" (Epiktet, ok. 50–130 r. n.e.). Słuchanie jednym uchem wystarczy, aby rozróżniać cechy fizyczne fali dźwiękowej (wysokość, głośność, barwę dźwięku).

Informacje z obojga uszu oddziałują z sobą w różnych podkorowych strukturach, od oliwki górnej do wyżej położonych ośrodków w korze słuchowej (ryc. 6).



Ryc. 6. Neurofizjologiczne oddziaływania pomiędzy obojgiem uszu (Nowakowska, 2010)

Słyszenie binauralne – za pomocą dwojga uszu, jest procesem naturalnym, gwarantującym zarówno dobrą zrozumiałość mowy, jak i pełnię wrażeń subiektywnych związanych z percepcją sygnałów akustycznych. Dźwięki z lewego ucha analizowane są w prawej półkuli i odwrotnie.

Zewnętrzne uwarunkowania akustyczne, a także różnego rodzaju patologie słuchu oczywiście w sposób istotny wpływają na te procesy. Kluczowy etap binauralnego przetwarzania dźwięku zachodzi w mózgu, związany jest z prawidłową percepcją różnic czasowych i natężeniowych sygnałów docierających do obojga uszu.

Uszkodzenia mózgu powodują odmienne skutki u kobiet i mężczyzn. Podział funkcji półkul mózgowych i lokalizacja funkcji poznawczych u kobiet nie jest tak wyraźna, jak u mężczyzn. Splenium, płat tylnej części spoidła wielkiego, jest większe u dorosłych kobiet niż u mężczyzn (widać to w badaniach techniką MRI). Większa jest integracja półkul mózgu. U kobiet uszkodzenie lewej półkuli trzykrotnie rzadziej powoduje problemy z mową.

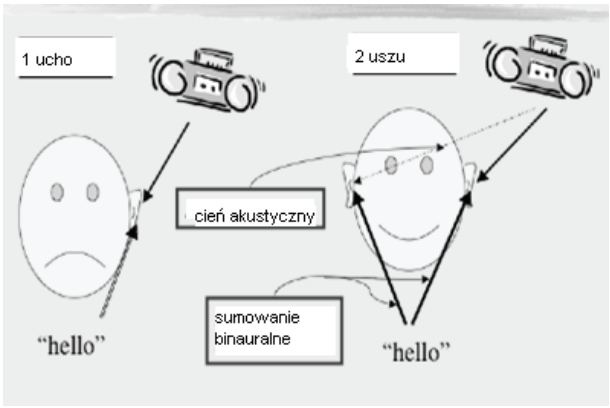
Uszkodzenie prawej półkuli uwypukla się wyraźnie silniej u mężczyzn. Należy wyróżnić sześć oddziaływań pomiędzy obojgiem uszu.

2.1. Binauralne sumowanie głośności

Percepcja obuuszna sprawia, że odczucie głośności sygnału jest większe, jeśli prezentowany on jest dla obojga uszu jednocześnie, a nie tylko do jednego. Nazywane jest to obuusznym sumowaniem głośności i jest najbardziej oczywistą zaletą obuusznej obróbki dźwięku. Wielkość tego efektu jest różna u różnych ludzi, ale występuje on zarówno u osób z prawidłowym, jak i z uszkodzonym słuchem. Efekt sumowania bodźców akustycznych wynosi około 3 dB dla bodźców okołoprogowych oraz 5–6 dB dla bodźców ponadprogowych. W rezultacie próg rozumienia mowy SRT obniża się o około 3–5 dB; wzrasta czułość słyszenia.

2.2. Efekt cienia akustycznego

Szacuje się, że słuchanie obuuszne redukuje wpływ efektu cienia głowy (ryc. 7) o około 6–7 dB. Efekt cienia głowy jest przyczyną tłumienia składowych sygnału mowy o wyższych częstotliwościach, które są ważne dla jej rozumienia.



Ryc. 7. Efekt cienia akustycznego

2.3. Różnica poziomów maskowania

Gdy pożądany sygnał (mowa lub ton prosty) i sygnał niepożądany (np. szerokopasmowy szum) docierają do obojga uszu, a stosunek fazowy tych sygnałów jest zmienny, łatwość rozpoznania sygnału pożądanego wzrasta. Następuje poprawa zrozumienia mowy (ZM) w trudnych warunkach akustycznych poprzez „wsłuchiwanie" się w sygnały użyteczne (brak efektu *cocktail-party*). Jest to wynik między innymi analizowania międzyusznych różnic faz sygnałów mowy i hałasu. Zjawisko to opisywane jest jako efekt redukcji hałasu, który wywołuje subiektywne wrażenie poprawy stosunku S/N o 2–3 dB. Ten sam mechanizm powoduje zmniejszenie wpływu pogłosu na rozumienie mowy.

Gdy pożądany sygnał (mowa lub ton prosty) i sygnał niepożądany (np. szum szerokopasmowy) docierają do obojga uszu, a stosunek fazowy tych sygnałów zostanie zmieniony, łatwość rozpoznania sygnału pożądanego wzrasta. Zjawisko to znane jest jako różnica poziomów maskowania (*Masking Level Difference*).

Występowanie tego efektu sugeruje, że zrozumienie mowy w hałasie może być większe, gdy osoba używa dwóch aparatów słuchowych niż tylko jednego.

2.4. Lokalizacja źródła dźwięku

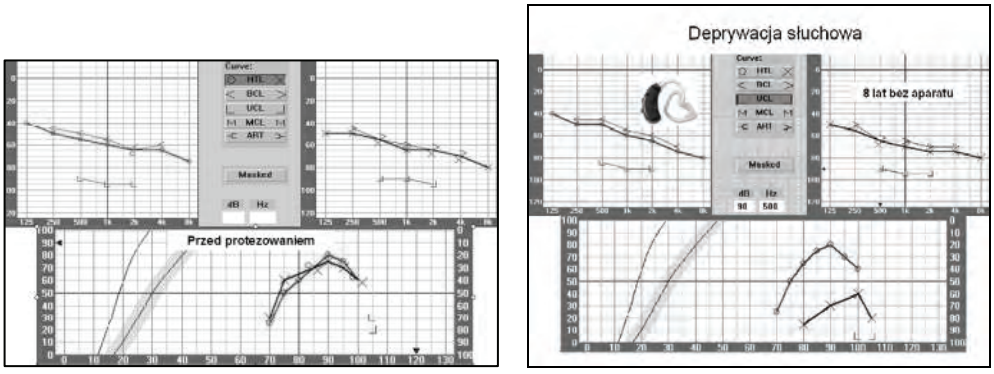
Różnica w czasie i intensywności sygnałów docierających do obojga uszu (wynikająca z różnicy przebytych przez sygnał akustyczny dróg) jest pod-

stawą lokalizacji źródła dźwięku. Analiza informacji uzyskiwanych z obu uszu pozwala na sprawne lokalizowanie źródła dźwięku. Sprawność naszego słuchu w tym zakresie zależy od kąta umiejscowienia źródła sygnału akustycznego (najprecyzyjniej lokalizujemy źródło położone w okolicy 0°).

2.5. Deprywacja słuchu

Na rycinie 8 przedstawiono wyniki badań audiometrycznych wykonanych u pacjenta A.D. przed pierwszym protezowaniem i po ośmiu latach noszenia tylko jednego aparatu słuchowego (Sekula i in., 2007).

a b



Ryc. 8. Wyniki badań audiometrycznych wykonanych u pacjenta A.D. przed pierwszym protezowaniem (a) i po ośmiu latach noszenia tylko jednego aparatu słuchowego (b) (Sekula i in., 2007)

Okazuje się, że osoby z obustronnym ubytkiem słuchu, używające jednego aparatu słuchowego, wykazują spadek zdolności rozpoznawania mowy w uchu nieprotezowanym przeciętnie o 8,5% rocznie.

2.6. Rehabilitacja szumów usznych

Protezowanie binauralne w ocenie pacjenta pozwala zmniejszyć lub całkowicie zlikwidować obustronne odczucie szumów usznych.

Co zawdzięczamy informacjom z drugiego ucha? Następuje integracja funkcji, w których specjalizuje się każde z uszu.

Okazuje się, że ucho prawe jest dominujące dla percepcji i analizy sygnałów mowy, podczas gdy ucho lewe dominuje w analizie zależności przestrzennych dźwięków i sygnałów muzycznych.

Słyszenie binauralne zatem daje nam:

– umiejętność lokalizacji źródła dźwięku,

– umiejętność selektywnego słuchania (efekt *cocktail-party*) – koncentracja uwagi na dźwięku dobiegającym z wybranego źródła,

– ogranicza percepcję dźwięków otoczenia, w tym fal odbitych,

– zwiększa możliwość przenoszenia uwagi na inne źródła dźwięku.

Utrata przestrzennej percepcji dźwięku związana jest z:

– ubytkami słuchu w zakresie wysokich częstotliwości,

– w przypadku protezowania słuchu zbyt wąskim pasmem przenoszenia aparatów słuchowych (np. do ok. 4 kHz).

Jej skutkiem jest utrudniona lokalizacja źródła dźwięku i pogorszenie zrozumiałości mowy (Hojan-Jezierska, 2011).

Bibliografia

Gerwel T., 1964, *Badania nad słyszeniem kierunkowym w zaburzeniach słuchowych typu przewodnictwa i odbioru*, Wydawnictwo Akademii Medycznej w Poznaniu, Poznań.

Hojan E., 1997, *Akustyka aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

Hojan E., 2003, *Zasady nagłaśniania pomieszczeń i przestrzeni otwartej*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

Hojan-Jezierska D., 2011, *Badania nad efektywnością procedur dopasowania i przetwarzania sygnału akustycznego w aparatach słuchowych*, Uniwersytet Medyczny w Poznaniu, Poznań [rozpr. hab.].

Jorasz U., 1998, *Słuchowa orientacja w przestrzeni. Wykłady z psychoakustyki*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

Mills A.W., 1972, *Auditory Localization of Modern Auditory Theory*, J.V. Tobias, New York.

Moore B.C.J., 1999, *Przestrzenna percepcja dźwięku. Wprowadzenie do psychologii słyszenia*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa–Poznań.

Niewiarowicz M., Czajka J., 2005, *Lokalizacja źródeł dźwięku. Podstawy teoretyczne oraz wyniki badań eksperymentalnych*, Postępy w Chirurgii Głowy i Szyi, 1.

Nowakowska N., 2010, *Percepcja monouralna i binauralna*, Seminarium specjalistyczne, III rok protetyki słuchu, UAM, Poznań.

Ozimek E., 2002, *Percepcja binauralna (dwuuszna). Dźwięk i jego percepcja*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa–Poznań.

Peddersen W.E., Sandel T.T., 1957, *Localization of highfrequency tones*, JASA, 29, s. 988.

Pruszewicz A., Obrębowski A., 2010, *Audiologia kliniczna – Zarys*, wyd. 4., Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.

Sekula A., Stieler O., Komar D., 2007, *Ocena wyników monauralnego i binauralnego dopasowania aparatów słuchowych u pacjentów dorosłych*, Biuletyn PSPS, 28, s. 4–7.

Stender T., Kirkwood B., Jespersen Ch.T., Fricke D., 2013, *Hören, was man hören möchte*, Hörakustik, 9, s. 6–13.
Zakrzewski A., 1933, *Badania doświadczalne nad asymetrią czynnościową narządu słuchu*, Pol. Przegl. Otolaryngol., 12, s. 211–238.
Zakrzewski A., 1937, *Z badań nad dwuuszną lokalizacją dźwiękową*, Pol. Przegl. Otolaryngol., 13, s. 306–320.

Strony internetowe

<www.audiologyonline.com>
<www.plock.edu.pl/prv/logopeda/profilaktyka/anatomia.html>

BOŻENA WISKIRSKA-WOŹNICA

ELEMENTY FONIATRII I LOGOPEDII

1. PODSTAWY ANATOMII ORAZ FIZJOLOGII GŁOSU I MOWY

Proces komunikatywny człowieka to dwa podstawowe kanały – tak zwany wejściowy, to jest układ słuchowy jako źródło informacji oraz tak zwany wyjściowy, czyli głos, mowa i język jako odpowiedź na przekazane drogą słuchową informacje. Zaburzenia bądź brak prawidłowego funkcjonowania układu słuchowego musi odbijać się na funkcji układu wyjściowego, a więc głosu, mowy i języka. Jednocześnie sprawność prawidłowego funkcjonowania słuchu, zwłaszcza u dzieci, jest oceniana między innymi na podstawie postępów w rozwoju mowy, prawidłowości artykulacji, barwy głosu. Stąd znajomość w praktyce protetyka słuchu prawidłowego rozwoju mowy i jej zaburzeń spowodowanych niedosłuchem, jak i zmiany w głosie wynikające z ubytku słuchu wydają się niezbędne.

Tworzenie głosu i dźwięcznej mowy zawdzięczamy prawidłowo funkcjonującemu mechanizmowi drgającemu w krtani – fałdom głosowym. Natomiast powstanie prawidłowego głosu to nie tylko czynność fonacyjna krtani, ale również sprawne drogi oddechowe zapewniające odpowiednie ciśnienie podgłośniowe oraz właściwie funkcjonujący układ rezonansowy. Układ oddechowy – tchawica, oskrzela i płuca – jako podgłośniowy zbiornik powietrza wydechowego wytwarza podmuch powietrza o wysokim ciśnieniu, który wymusza na zwartych fałdach głosowych ich rozwieranie się. W wyniku rozwarcia fałdów głosowych pewna ilość powietrza ucieka przez powstałą szparę i ciśnienie podgłośniowe spada. Na skutek działania biernych sił elastycznych i siły ssania brzegi fałdów głosowych ponownie zbliżają się do siebie. Tego typu ruchy rytmicznie powtarzają się i dochodzi na przemian do rozrzedzania i zagęszczania powietrza. Można więc pokusić się

o twierdzenie, że dźwięk powstaje w wyniku zmian ciśnienia wytworzonego przez powietrze przeciskające się przez drgające fałdy głosowe. Częstość rozrzedzania i zagęszczania powietrza określa wysokość tonu krtaniowego.

Z kolei działanie układu rezonansowego polega na wprawianiu w drgania pod wpływem powstałej w krtani fali akustycznej przestrzeni rezonacyjnych. Komory rezonacyjne, tak zwane rezonatory są to ograniczone ścianami przestrzenie powietrzne, na które składają się rezonatory piersiowe, czyli dolne (okolica podgłośniowa, tchawica, oskrzela, klatka piersiowa) oraz rezonatory głowowe, tak zwana nasada, czyli rezonatory górne (kieszonki krtaniowe, gardło, jama ustna, jama nosowa, zatoki boczne nosa). Czynność rezonatorów to nie tylko charakterystyczna barwa głosu, ale i miejsce powstania głosek mowy. Ton podstawowy powstający w krtani jest słaby i bezbarwny, odpowiednią siłę i barwę uzyskuje właśnie dopiero dzięki rezonansowi.

Mechanizm drgający w krtani (fałdy głosowe), której szkielet chrzęstny tworzą głównie chrząstki szkliste tarczowata, pierścieniowata i nalewkowata oraz chrząstka włóknista – nagłośnia, mieści się w piętrze środkowym krtani. Jama krtani to trzy piętra: piętro górne określane jako przestrzeń nadgłośniowa, piętro środkowe – głośnia zawierająca fałdy głosowe oraz piętro dolne, tak zwana okolica podgłośniowa. Sposób drgań fałdu głosowego w czasie fonacji tłumaczy struktura fałdu głosowego; jest on zbudowany z nabłonka, trójwarstwowej blaszki właściwej błony śluzowej (warstwa głęboka, pośrednia, powierzchowna, tzw. przestrzeń Reinkego) i mięśnia głosowego. Mechanizm drgań fałdów głosowych natomiast to, obok zmian ciśnienia podgłośniowego, działania biernych sił elastycznych i siły ssania, również działanie mięśni wewnętrznych krtani (tarczowo-nalewkowego, pierścienno-nalewkowego bocznego, nalewkowego poprzecznego). Dzięki ich działaniu podczas przywodzenia fałdów głosowych do pozycji fonacyjnej dochodzi do trojakiego rodzaju ruchów w stawach nalewkowo-nagłośniowych (śrubowych, zawiasowych i ślizgowych). Długość, napięcie fałdów głosowych oraz ich masa i kształt odgrywają istotną rolę również w kształtowaniu się wysokości tonu krtaniowego. Fałdy głosowe szerokie i słabo napięte widoczne są podczas fonacji tonów niskich, natomiast podczas fonacji wysokich częstotliwości głosu fałdy stają się cienkie, napięte i wykazują drgania głównie w odcinku brzeżnym.

Z punktu widzenia zaburzeń słuchu ważną częścią parametrów określających wydolność fonacyjną krtani są cechy fizyczne głosu, takie jak częstotliwość, natężenie, zależne w sposób istotny od samokontroli słuchowej fonacji. Zaburzenia w napięciu mięśni krtani z powodu braku samokontroli

słuchowej są powodem zmiennego natężenia głosu. W warunkach prawidłowych głos powinien być tworzony swobodnie, bez nadmiernego napięcia mięśni, z odpowiednią do wieku i płci wysokością utrzymującą się na stałym poziomie. Średnia wysokość głosu mówionego dla kobiet powinna wynosić 256 Hz, a dla mężczyzn 128 Hz, natomiast przeciętny zakres głosu to 1,5 do 2 oktaw. Maksymalny czas fonacji, to jest zdolność wymawiania samogłoski „a" podczas pełnego jednego wydechu, powinien wahać się od 20 do 25 s. Głos noworodka, którym po urodzeniu jest pierwszy krzyk, jak i głos małego dziecka jest wysoki – o częstotliwości od 400 do 600 Hz, przenikliwy, monotonny i pozbawiony modulacji. U starszych niemowląt, po szóstym–siódmym miesiącu życia, u dzieci z prawidłowym słuchem głos nabiera melodyki, pojawiają się rytm i dynamika, a w miarę wzrastania dziecka stopniowo obniża się i poszerza swój zakres, skalę.

Fizjologiczne zmiany czynności fonacyjnej krtani, wyrażające się zmianą barwy głosu, zależą również od czynności gruczołów endokrynnych, ponieważ krtań i głos – według Schoenhaerla – są drugorzędową cechą płciową. W okresie dojrzewania, w naszym klimacie w wieku około 12–14 lat, w czasie mutacji głos chłopca obniża się o jedną oktawę, inaczej niż u dziewczynek ($^1/_3$ oktawy). Fizjologiczny przebieg mutacji może być zaburzony również z powodu braku samokontroli słuchowej, zwykle wydłuża się i opóźnia.

Jak wspomniano, w jamach rezonacyjnych, szczególnie w jamie ustnej z udziałem warg, języka, zębów i podniebienia, powstają głoski **mowy**. Dochodzi wówczas, z udziałem mięśni artykulacyjnych i ich zdolności do wykonywania precyzyjnych ruchów artykulacyjnych, do zamiany tonu podstawowego powstałego w krtani – głosu na dźwięk artykulacyjny – dźwięk mowy. Dźwięki artykulacyjne dzieli się na samogłoski i spółgłoski. Samogłoski powstają głównie w krtani, ale właściwej barwy nabierają w jamach rezonacyjnych nasady. Spółgłoski natomiast powstają w jamie ustnej, także dzięki czynności mięśni artykulacyjnych. Są to między innymi głoski zwarte i zwarto-szczelinowe – skutek zwarcia odpowiednich miejsc artykulacyjnych lub trące – zbliżanie tych miejsc. Również z udziałem mięśni artykulacyjnych, ich napięcia, czasu trwania skurczu, kształtują się akcenty mowy określane jako czynniki prozodyczne (melodyczny, rytmiczny i dynamiczny).

Działanie mięśni artykulacyjnych, oddechowych i krtani wymaga oczywiście koordynowania i współdziałania ośrodkowego układu nerwowego. Związane jest to z zespołem odruchów warunkowych od receptorów obwodowych do kory mózgowej jako droga aferentna i od kory mózgowej do obwodowych efektorów mowy jako droga eferentna.

Istotną rolę w wykształceniu prawidłowej mowy odgrywa również mięśniowy pierścień zwierający gardła, utworzony głównie przez mięśnie podniebienia miękkiego. Oddziela on przestrzeń między gardłem środkowym oraz nosogardłem i tą drogą odgrywa istotną rolę w czynności rezonacyjnej gardła górnego i jamy nosowej. W języku polskim tylko podczas fonacji głosek „ą", „ę", „m", „n", „ń", tak zwanych nosowych, funkcja tego pierścienia jest fizjologicznie niepełna i powietrze dostaje się do nosa, dając rezonans nosowy. Prawidłowo tworzone głoski „ustne" takiego rezonansu nie mają dzięki temu, że pierścień zwierający gardła zamyka przestrzeń między gardłem a nosogardłem i jamą nosową, zapobiegając przedostawaniu się strumienia powietrza do nosa. Kiedy podczas fonacji głosek ustnych funkcja tego pierścienia jest niedostateczna, nabierają one nieprawidłowego rezonansu nosowego i mówimy wówczas o nosowaniu otwartym. Odwrotnym zjawiskiem, również patologicznym, jest nosowanie zamknięte. Powstaje ono wówczas, kiedy przestrzeń rezonacyjna w jamie nosowej, będąca komorą o stałej i niezmiennej pojemności, jest niepełna, najczęściej na skutek obrzęku błony śluzowej lub przerostu migdałka gardłowego. Funkcja tego mięśniowego pierścienia jest również zależna od samokontroli słuchowej i przy jej braku u niedosłyszących może dochodzić do występowania nieprawidłowego rezonansu głosek mowy.

2. ROLA SŁUCHU W ROZWOJU MOWY

Rozwój mowy u dziecka na poszczególnych etapami przebiega w sposób ściśle określony, które – za Styczkową (1979) – można podzielić na okresy melodii, wyrazu, zdania i mowy swoistej. W okresie melodii, od urodzenia do pierwszego roku życia, początkowo dziecko około drugiego–trzeciego miesiąca życia zaczyna podświadomie tworzyć przypadkowe dźwięki, co określane bywa jako odruchowe głużenie występujące również u dzieci głuchych. Szósty miesiąc życia to okres, kiedy pojawia się gaworzenie, czyli świadome, a więc zależne od prawidłowego słuchu tworzenie głosek mowy. W okresie tym dziecko ma tendencję do powtarzania własnych lub zasłyszanych dźwięków, sylab, które nie mają jeszcze konkretnego znaczenia. Zaczyna też rozumieć mowę, identyfikować proste jej elementy i kojarzyć je z odpowiednimi przedmiotami lub czynnościami. Około pierwszego roku życia, już w tak zwanym okresie wyrazu, dziecko powinno umieć tworzyć proste wyrazy, wypowiadać ze zrozumieniem kilka słów typu mama, tata, baba, lala. Do drugiego roku życia tworzy coraz więcej wyrazów, nazywa

interesujące przedmioty, zaczyna rozumieć coraz więcej słów. Między drugim i trzecim rokiem życia dziecko zaczyna budować zdania. Początkowo są to bardzo proste, składające się z dwóch lub trzech wyrazów, zdania, które stopniowo przechodzą w dłuższe wypowiedzi. W tym czasie pojawiają się też struktury gramatyczne. Mowa dziecka staje się coraz bardziej zrozumiała, aby w okresie mowy swoistej, między trzecim a piątym rokiem życia, dalej wzbogacać zasób słownictwa i rozwijać umiejętności budowania zdań złożonych. Podsumowując, gaworzenie powinno pojawić się w szóstym miesiącu życia, pojedyncze słowa na pierwsze urodziny, proste zdania podczas drugich urodzin, zdania rozwinięte na trzecie urodziny, a na czwarte urodziny dziecko powinno umieć opowiedzieć krótką bajkę (Zaleski, 1992).

Rozwój mowy nieprzebiegający według takiego schematu bywa określany jako opóźniony i powinien budzić obawy już przy kilkumiesięcznym opóźnieniu. Jednym z najważniejszych czynników zewnętrznych powodujących opóźnienie rozwoju mowy jest zaburzenie słuchu. Prawidłowy słuch wpływa bowiem na wykształcenie wrażliwości na bodźce słuchowe z otoczenia. Otoczenie stanowi dla dziecka wzorzec rozwoju mowy. Słuch też decyduje o wytwarzaniu odruchów warunkowych słuchowych i werbalnych oraz w znacznym stopniu o prawidłowym wykształceniu mowy. Stąd też w procesie diagnostycznym i leczniczym wrodzonych lub nabytych we wczesnym dzieciństwie zaburzeń słuchu ważny jest wiek sześciu miesięcy (pojawienia się świadomego gaworzenia), kiedy w rozwoju komunikacji u dziecka słuch zaczyna odgrywać istotną rolę. Przed pierwszym rokiem życia, a więc zanim pojawią się pierwsze słowa, u dziecka niesłyszącego obserwuje się wydłużenie okresu odruchowego głużenia nawet do osiemnastu miesięcy. Opóźnione jest także gaworzenie i naśladowanie dźwięków, jak również pojawiające się fizjologicznie około pierwszego roku życia rozumienie mowy. Kontakt takiego dziecka z otoczeniem odbywa się w zasadzie tylko za pomocą wrażeń wzrokowych. Kolejne etapy rozwoju mowy, które także pojawiają się z opóźnieniem, przebiegają dość indywidualnie i zależą od wielu czynników, przede wszystkim od stopnia i rodzaju niedosłuchu, momentu jego wystąpienia oraz ostatecznej diagnozy. Zależą one również od okresu i skuteczności protezowania słuchowego, momentu rozpoczęcia treningu słuchowego oraz od ogólnego stopnia rozwoju dziecka, w tym rozwoju psychoruchowego oraz towarzyszących wad rozwojowych. Ważny jest też przebieg i intensywność rehabilitacji, jak również zaangażowanie środowiska w proces rehabilitacyjny. Najbardziej istotny wpływ na rozwój mowy ma stopień uszkodzenia słuchu. I tak, niedosłuch w stopniu lekkim do 35 dB HL na ogół nie powoduje zaburzeń w zakresie rozwoju

mowy i języka. Umiarkowany ubytek słuchu do 60 dB HL, przy założeniu, że będzie wcześnie rozpoznany i skutecznie zaprotezowany, powoduje zwykle tylko niewielkie opóźnienie, a mowa i artykulacja powinna być opanowana tak, jak u słyszących rówieśników. Niedosłuch w stopniu znacznym do 90 dB HL powoduje opóźnienie rozwoju mowy, wystąpienie zaburzeń artykulacji oraz zaburzeń w wykształceniu czynników prozodycznych (akcentu, rytmu, intonacji). U dzieci z głębokim ubytkiem słuchu powyżej 90 dB HL mowa samodzielnie nie rozwija się. Zwykle wymagają one, z powodu braku zysku z protezowania słuchowego, wczesnej implantacji ślimakowej i intensywnej rehabilitacji, która wcześnie podjęta powinna pozwolić na dobre opanowanie mowy i języka.

Generalnie dziecko niedosłyszące obok opóźnionego rozwoju mowy może mieć trudności w opanowaniu odpowiedniego do wieku zasobu słów, opanowaniu reguł składniowych i gramatycznych oraz prawidłowej artykulacji.

3. ZABURZENIA GŁOSU I MOWY SPOWODOWANE NIEDOSŁUCHEM

Zaburzenia słuchu mają największy wpływ na stan głosu i mowy w okresie rozwojowym. Stąd im wcześniej rozpoznana wada słuchu i wczesne skuteczne protezowanie słuchowe oraz rehabilitacja, tym większe szanse na dobry rozwój mowy, prawidłową artykulację i fonację.

U osób niedosłyszących od urodzenia występują zaburzenia oddychania, fonacji i artykulacji. Oddychanie cechuje się wówczas skróceniem fazy wydechowej, wdechy są zwykle częste i zbyt głębokie, zużycie powietrza nieekonomiczne, a siła wydechu jest źle regulowana. Podczas fonacji oddychanie jest nieregularne, a między fonacją, artykulacją i fazą wydechową brak synchronizacji. Zmiany w głosie u osób niedosłyszących, określane jako dysfonia audiogenna, wynikają z braku lub słabej samokontroli słuchowej czynności fonacyjnej krtani, czynności rezonatorów i zwierającego pierścienia gardłowego. W krtani obserwuje się zbyt mocne zwieranie się fałdów głosowych, powodujące twarde nastawienie głosowe lub zupełnie odwrotnie – zbyt słabe, powodujące chuchające nastawianie i głos chuchający. Drgania fałdów głosowych są nieregularne, przez co głos staje się nieczysty, szorstki, monotonny i falujący, a nawet ochrypły. Skala głosu jest zawężona, a często z powodu zbyt wysokiej częstotliwości podstawowej głos jest piskliwy i trudno utrzymuje wysokość na stałym poziomie. Skrócony jest też

czas fonacji, a czynność rezonatorów upośledzona, podobnie jak czynność pierścienia zwierającego gardła powodująca zaburzenia rezonansu nosowego. Wynika to z braku odpowiedniego napięcia mięśniowego u osób głęboko niedosłyszących, co sprawia, że głos i mowa mają zabarwienie nosowe. Zwykle u osób niedosłyszących występują w fonacji głosek ustnych objawy nosowania otwartego, natomiast u niesłyszących głoski nosowe nie nabierają prawidłowego rezonansu nosowego.

Zaburzenia w napięciu mięśni krtani przy braku samokontroli słuchowej są również powodem zmiennego natężenia głosu. Osoby z niedosłuchem odbiorczym zwykle mówią zbyt głośno, natomiast osoby z niedosłuchem przewodzeniowym mówią cicho, z małym natężeniem. Osoby niesłyszące, głuche wykazują zmienne natężenie głosu.

Długotrwały brak wspomagania niedosłuchu aparatami słuchowymi może powodować utrwalanie się dysfunkcji w obrębie aparatu fonacyjnego, a nawet wtórnych zmian strukturalnych w krtani.

Zaburzenia rytmu, intonacji, akcentu oraz tempa w głosie i w mowie występują również w zaburzeniach słuchu. Określane jako elementy prozodyczne zależne są od stopnia niedosłuchu, w ubytkach w stopniu średnim występuje głównie monotonia i zwolnienie tempa, natomiast w ubytkach głębokich, a częściej w głuchocie zaburzenia dotyczą wszystkich czynników muzycznych, w wypowiedziach brakuje melodyki, nieprawidłowe jest akcentowanie i dynamika. Również w tego typu zaburzeniach charakter i nasilenie zmian zależą od czasu wykrycia niedosłuchu, protezowania i rehabilitacji.

Podsumowując, brak lub ograniczenie samokontroli słuchowej wpływa na barwę głosu, utrudnia uzyskanie właściwej częstotliwości i natężenia, prawidłowej prozodii, rytmu, intonacji i akcentu.

Podobnie jak głos zniekształcenia w artykulacji zależą od głębokości niedosłuchu oraz czasu rozpoznania i właściwego postępowania. Im głębszy jest ubytek słuchu, tym więcej występuje zaburzeń artykulacji. W głębokich niedosłuchach, zwykle dotyczą one realizacji głosek szczelinowych, zwarto-szczelinowych i wibracyjnych. Mowa tworzona jest z wysiłkiem, jest monotonna, zwolniona i skandowana, a ruchy artykulacyjne mało precyzyjne, powodując nieprawidłową artykulację, a nawet trudności w zrozumieniu wypowiedzi. W niedosłuchu odbiorczym, gdzie słyszenie jest bardziej zaburzone dla dźwięków o wysokich częstotliwościach, zniekształcone są głównie głoski sycząco-szumiąco-ciszące („sz", „rz"/„z", „cz", „dż", „s", „z", „c", „dz", „ś", „ź", „ć", „dź"), które wymawiane są nieprawidłowo, najczęściej dozębowo lub świszcząco w wyniku przesadnej artykulacji (seplenienie

dozębne lub świszczące). Podobne zaburzenia o charakterze seplenienia mogą występować we wrodzonych jednostronnych głuchotach, ale wówczas, ponieważ dotyczy to tylko jednego ucha, występuje seplenienie w kierunku ucha słyszącego, tak zwane boczne, które wynika z niesymetrycznego ułożenia języka i przechodzenia powietrza z boku przy zębach przedtrzonowych lub trzonowych. Zniekształcenie niektórych samogłosek („a", „o", „u"), które zawierają niskie częstotliwości, jest najmniejsze i występuje przede wszystkim w niedosłuchu przewodzeniowym, gdzie zaburzone są również spółgłoski o niskich formantach: „r", „b", „p", „m", „n".

W mowie niedosłyszących obok nieprawidłowej artykulacji głosek występować mogą substytucje trudnych artykulacyjnie głosek przez łatwiejsze, tak zwane paralalie, dodatkowe wstawki, deformacje i opuszczenia głosek, czyli elizje.

Podobnie jak w głosie również w mowie niedosłyszących mogą występować zaburzenia akcentów (prozodii), głównie rytmu, dynamiki i melodyki. Formy pytająca i oznajmująca są często do siebie podobne, wypowiedzi są źle akcentowane, występują trudności w przyswajaniu form gramatycznych, co powoduje telegraficzny styl wypowiedzi.

4. ZASADY REHABILITACJI FONIATRYCZNO-LOGOPEDYCZNEJ GŁOSU I MOWY U OSÓB NIEDOSŁYSZĄCYCH

Prawidłowy słuch pozwala na wykształcenie u dziecka doświadczeń słuchowych, stąd wykształcenie wrażliwości na bodźce słuchowe z otoczenia jest celem rehabilitacji foniatryczno-logopedycznej głosu i mowy u osób niedosłyszących i ma ścisły związek z postępami w rehabilitacji procesu komunikatywnego. U dziecka z zaburzeniami słuchu brak rozwoju mowy może niekorzystnie oddziaływać na umiejętności spostrzegania i myślenia, na rozwój osobowości i na funkcjonowanie społeczne. Terapia foniatryczno-logopedyczna u dzieci z ubytkiem słuchu zajmuje się nie tylko korygowaniem wad artykulacji, ale uczy, stymuluje, rozwija i usprawnia wszystkie funkcje procesu komunikatywnego – słuchowe, językowe, psychiczne i społeczne.

Im wcześniej dochodzi do uszkodzenia słuchu u dziecka, tym słabsze są jego doświadczenia słuchowe, mniejsza wrażliwość na bodźce słuchowe z otoczenia i brak lub małe doświadczenia językowe. Im późniejsza jest utrata słuchu, tym łatwiejsza powinna być rehabilitacja. Chociaż należy pamiętać, że nawet u dzieci starszych z tak zwaną głuchotą postlingwalną, to jest już po opanowaniu mowy i języka, w wyniku utraty słuchu występować

mogą pewne problemy z uwagą słuchową, ze słyszeniem nowych i w rozumieniu podobnych wyrazów, może wystąpić zmiana barwy głosu. Utrata słuchu w okresie perilingwalnym, to jest nabywania mowy może spowodować jej regres, a więc potrzebna jest intensywna rehabilitacja. Natomiast u dziecka z głębokim wrodzonym upośledzeniem słuchu w tak zwanym okresie prelingwalnym konieczne jest jak najwcześniejsze zdiagnozowanie, zaaparatowanie słuchowe i rehabilitacja, aby możliwe było opanowanie mowy i języka, a także aby trudności w przyswajaniu mowy i opóźnienie jej rozwoju były jak najmniejsze.

W procesie rehabilitacji wykorzystuje się więc początkowo inne zmysły, jak wzrok i dotyk, a następnie metodę audytywno-werbalną z zastosowaniem nawet resztek słuchowych. W celu wykształcenia rozumienia mowy wykonuje się ćwiczenia pamięci i kojarzenia.

Rehabilitacja procesu komunikatywnego u dziecka z ubytkiem słuchu powinna być podjęta jak najwcześniej, najlepiej około szóstego miesiąca życia, kiedy dziecko wchodzi w etap świadomego gaworzenia. Metody rehabilitacji są w zasadzie podobne i mają na celu przede wszystkim nauczenie dzieci niesłyszących oraz niedosłyszących słuchania i mówienia. Powinny opierać się na:

– rozwijaniu na drodze treningu słuchowego odruchów wzrokowo-werbalnych i kinestetyczno-werbalnych, a następnie audytywno-werbalnych,

– rozwijaniu myślenia słownego i rozumienia mowy,

– ćwiczeniach wrażliwości słuchowej polegających na uwrażliwianiu na dźwięki z otoczenia, poznawaniu różnych cech dźwięków, rozpoznawaniu dźwięków mowy na drodze słuchowej i zmierzających do wykształcenia prawidłowych akcentów mowy, wyczucia rytmu i dynamiki,

– ćwiczeniach prawidłowego oddychania, fonacji, a przede wszystkim artykulacji.

Ćwiczenia logopedyczne zatem powinny obejmować ćwiczenia uwagi słuchowej, identyfikacji i przypisywania znaczenia dźwiękom, ćwiczenia kształtujące słuch fonemowy i fonematyczny, ćwiczenia poprawnej artykulacji i korygowanie nieprawidłowości w artykulacji oraz ćwiczenia akcentów mowy – głównie rytmu i dynamiki.

Proces rehabilitacji dzieci z wadą słuchu jest długotrwały i zależy, jak wspomniano, od wielu czynników, a wśród nich od zaangażowania środowiska rodzinnego, które wspólnie z terapeutami, stymulując słuch i rozwój mowy, stymuluje cały rozwój dziecka.

Wczesna rehabilitacja słuchu, mowy i języka ma również na celu umożliwienie dzieciom z zaburzeniami słuchu ewentualnego podjęcie nauki w szkole masowej.

Skutki zbyt późno podjętej rehabilitacji głębokiego uszkodzenia słuchu to:

– zaburzenia postrzegania, to jest brak identyfikacji dźwięków z przedmiotami i wydarzeniami,

– zaburzenia zdolności poznawczych,

– opóźniony rozwój mowy i trudności w dźwięcznym komunikowaniu się z otoczeniem, komunikacja odbywa się zwykle poprzez gesty i odpowiednie zachowania,

– zaburzenia emocjonalne,

– problemy społeczne, dziecko niesłyszące może mieć trudności w przyswojeniu odpowiednich form zachowania.

Podsumowując zasady rehabilitacji dziecka z ubytkiem słuchu, należy pokreślić, że działania rehabilitacyjne powinny być podjęte jak najwcześniej, powinny przebiegać zgodnie z dobrze określonymi etapami treningu słuchowego (wykrywanie dźwięków mowy, różnicowanie dźwięków, identyfikacja dźwięków mowy, rozumienie mowy), powinny obejmować naukę poprawnej artykulacji i zmierzać do opanowania umiejętności językowych, powinny być prowadzone przy współudziale zespołu specjalistów, a więc audiologa, foniatry, logopedy, psychologa i pedagoga, a w wybranych przypadkach też pediatry i neurologa, przy odpowiednim zaangażowaniu najbliższego środowiska.

Bibliografia

Aronson A., Bless D.M., 2009, *Clinical Voice Disorders*, Thieme, New York.

Elloy M.D., Marshall A.H., 2012, *The management of hearing loss in children*, Pediatrics and Child Health, 20(1), 13, Medycyna Praktyczna Pediatria, 4.

Gałkowski T. (red.), 1993, *Diagnoza i terapia zaburzeń mowy*, Wydawnictwo UMC, Lublin.

Gałkowski T., 1993, *Zaburzenia słuchu*, Logopedia, 20.

Gałkowski T., Jastrzębowska G., Kukuła M., 1999, *Zaburzenia mowy dzieci niedosłyszących i głuchych*, [w:] T. Gałkowski, G. Jastrzębowska (red.), *Logopedia. Pytania i odpowiedzi*, Uniwersytet Opolski, Opole.

Góralówna M., Hołyńska B., 1993, *Rehabilitacja małych dzieci z wadą słuchu*, PZWL, Warszawa.

Kobosko J., Kosmalowa J., 2005, *Dzieci z uszkodzonym narządem słuchu*, Centrum Metodyczne Pomocy Psychologiczno-Pedagogicznej, Warszawa.

Kubiak S., Wiskirska-Woźnica B., Demenko G., 2006, *Zarys higieny narządu głosu*, Wyższa Szkoła Humanistyczno-Ekonomiczna, Włocławek.

Obrębowski A. (red.), 2008, *Narząd głosu i jego znaczenie w komunikacji społecznej*, Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.

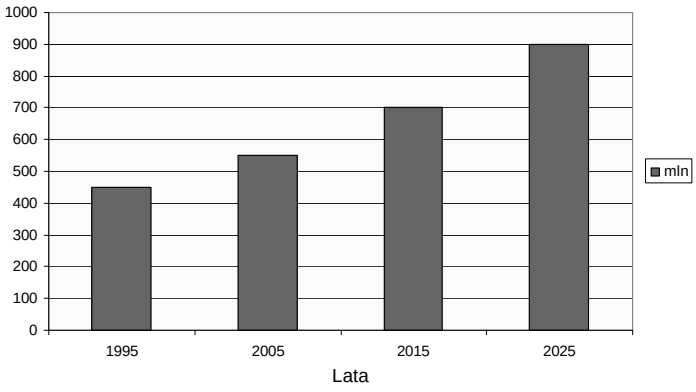
Pruszewicz A. (red.), 1992, *Foniatria kliniczna*, PZWL, Warszawa.
Pruszewicz A., Obrębowski A. (red.), 2010, *Audiologia kliniczna. Zarys*, wyd. 4., Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.
Styczek I., 1979, *Logopedia*, PWN, Warszawa.
Wendler J., Seidner W., 2005, *Eysholdt ULehrbuch der Phoniatrie und Pädoaudiologie*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart–New York.
Zaleski T., 1992, *Opóźniony rozwój mowy*, PZWL, Warszawa.

EWA SKRODZKA, EDWARD HOJAN

PSYCHOSPOŁECZNE PROBLEMY OSÓB Z UBYTKAMI SŁUCHU

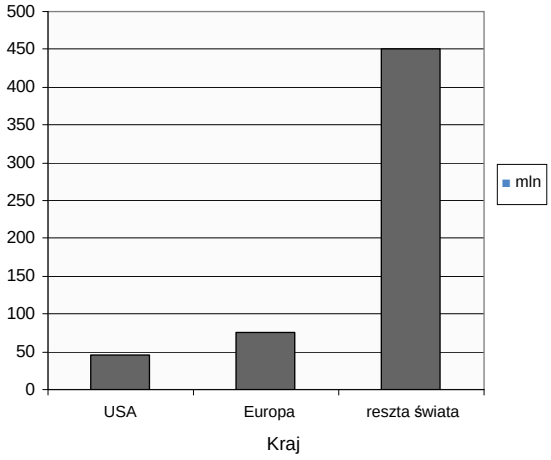
1. DANE STATYSTYCZNE

Szacuje się, że liczba osób na świecie z ubytkiem słuchu rzędu 25 dB HL systematycznie rośnie i przewiduje się, że w roku 2025 problemy ze słuchem może mieć ponad 900 mln ludzi (Gorzel, 2006).



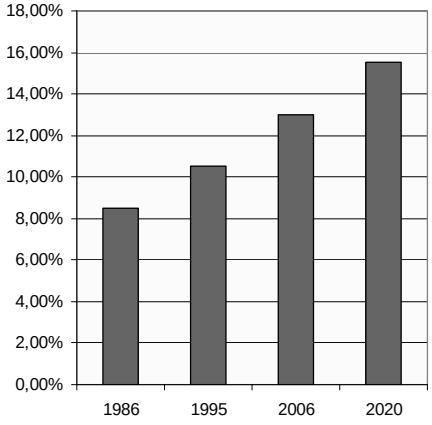
Ryc. 1. Liczba osób na świecie z niedosłuchem

Obecnie w USA żyje ponad 31 mln ludzi z ubytkiem słuchu, w Europie ponad 70 mln. W krajach rozwijających się liczba osób dotkniętych niedosłuchem może być nawet dwukrotnie większa niż w krajach rozwiniętych ze względu na gorszą opiekę medyczną, nieleczone infekcje ucha oraz ogólną mniejszą świadomość społeczną.



Ryc. 2. Liczba osób na świecie z niedosłuchem w ujęciu geograficznym

W tym samym okresie, kiedy liczba ludzi na świecie niemal podwoi się, liczba osób starszych ma wzrosnąć o 240%. Populację, w której ponad 7% ludzi przekroczyło wiek 65 lat, uważa się za populację starzejącą się.

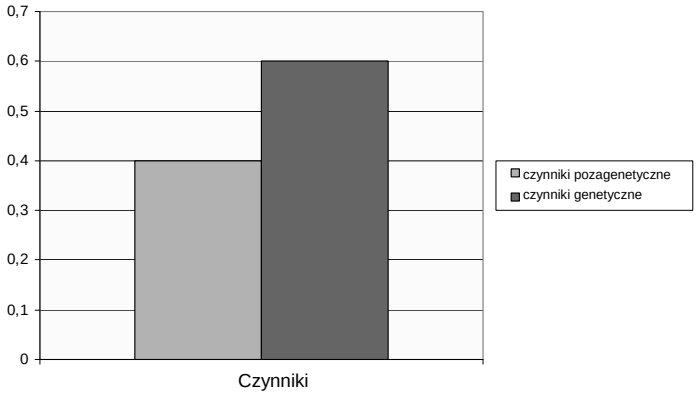


Ryc. 3. Procentowy udział ludzi starszych w społeczeństwie

Dowiedziono, że ponad 90% osób zgłaszających się po aparat słuchowy do punktu protetycznego to osoby po 60. roku życia. Niedosłuch szacunkowo dotyczy 25% ludzi pomiędzy 65. a 74. rokiem życia. Powyżej 75. roku życia występuje u 60–70% ogółu mieszkańców krajów wysoko rozwiniętych. Fizjologicznie proces starzenia się słuchu rozpoczyna się około 30. roku życia. Ogólnie postęp niedosłuchu ocenia się na 0,5 dB dla tonów niższych

oraz 1–1,2 dB dla tonów wyższych rocznie. Zakładając ubytek słuchu tego rzędu, w wieku około 65 lat następuje socjalna niewydolność narządu słuchu manifestująca się zaburzeniem słyszenia i rozumienia mowy.

Troje na 1000 noworodków rodzi się z upośledzonym słuchem. Jest to najczęściej występująca nieprawidłowość wrodzona. Dzieci z uszkodzonym słuchem rodzi się więcej niż z innymi schorzeniami razem wziętymi. Jeden na 1000 przypadków to niedosłuch głębokiego stopnia. Przyczyny głuchoty wrodzonej są w 60% przypadków natury genetycznej (ryc. 4).



Ryc. 4. Przyczyny głuchoty wrodzonej

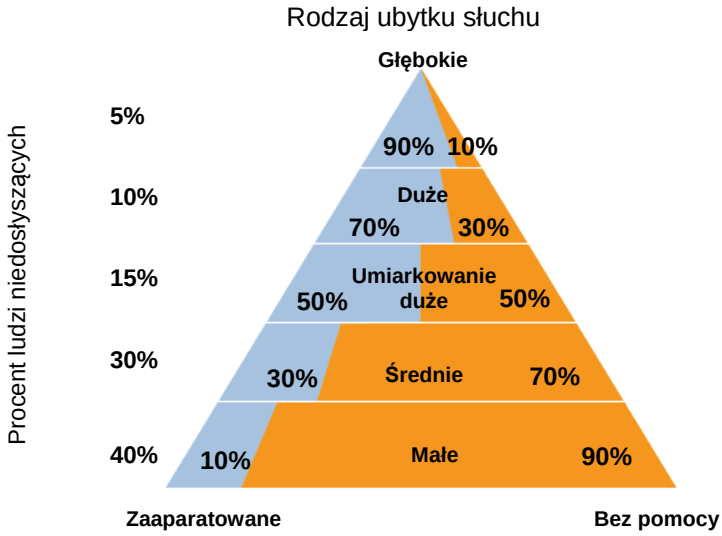
Coraz powszechniejszy staje się problem narażenia na zbyt wysokie poziomy dźwięku, czy to poprzez głośne słuchanie muzyki, słuchawki emitujące fale dźwiękowe bezpośrednio do kanału usznego, czy też przebywanie na koncertach, gdzie nierzadko poziom dźwięku sięga nawet 140 dB SPL.

Tylko co trzeci student akademii muzycznej dobrze słyszy. Jeszcze gorsze są wyniki badań przeprowadzonych wśród 7–10-latków. Tylko 13% z nich miało normalny słuch – pozostali zgłaszali kłopoty ze słyszeniem w całym paśmie częstotliwości. Ponad połowa dzieci nie słyszała dźwięków o niskiej częstotliwości, 24% miało kłopoty z dźwiękami wysokimi.

Na rycinie 5 przedstawiono stopień korzystania z pomocy słuchowej osób o różnym ubytku słuchu.

Osoby o niewielkim ubytku słuchu prawie nie korzystają z tych środków (w 90%). Trochę lepiej wygląda ta statystyka w przypadku osób o średnim (w 70%), dużym (50%) i bardzo dużym (10%) ubytku słuchu. Wśród osób z problemami słuchowymi 66% życzy sobie przede wszystkim poprawy

zrozumienia mowy – szczególnie w czasie rozmowy w grupie, 38% poprawy podczas prowadzenia rozmowy telefonicznej, 52% poprawy mowy „płynącej" z TV.



Ryc. 5. Zestawienie liczby osób słabosłyszących o różnym ubytku słuchu z liczbą osób zaopatrzonych i niezaopatrzonych w aparaty słuchowe (Siemens, 2009)

2. OSOBY Z UBYTKAMI SŁUCHU – STYGMATYZACJA, MARGINALIZACJA, WYKLUCZENIE SPOŁECZNE

W starożytnej Grecji osoba głucha była uważana za wykluczoną, niezdolną do uczestniczenia w życiu społeczności, pozbawioną inteligencji, niezdolną do samodzielnego myślenia. W średniowieczu osoba głucha i z tego powodu mająca problemy z komunikacją słowną była osobą głupią, nie miała osobowości prawnej, czyli nie mogła na przykład dziedziczyć ani przystępować do sakramentów. W epoce rewolucji industrialnej do zdobycia pracy niezbędna była umiejętność komunikacji słownej, zatem osoby mające z nią problemy miały również kłopoty ze zdobyciem zatrudnienia. Często pracownik niedosłyszący, wykonujący tę samą pracę, co osoba słysząca, był gorzej wynagradzany. Ponadto tworzono specjalne zakłady pracy dla głuchych czy niewidomych, instytucjonalizując zatrudnienie i wykluczając ludzi niepełnosprawnych z normalnego życia społecznego. Podane powyżej przykłady świadczą o stygmatyzacji, marginalizacji i wykluczeniu społecz-

nym osób niepełnosprawnych, w tym osób z problemami słuchowymi (Hogan, 2009; Skrodzka, 2011).

Obecnie, w epoce postindustrialnej, status niepełnosprawnych w społeczeństwie reguluje między innymi Konwencja Praw Osób Niepełnosprawnych ONZ, 2006. Polska jest sygnatariuszem tej konwencji od początku, to jest od 2007 r., a ratyfikowała ją w roku 2012. W dokumencie tym zapisano, że „niepełnosprawność jest koncepcją ewoluującą i jest wynikiem interakcji pomiędzy osobami z dysfunkcjami a barierami środowiskowymi i barierami wynikającymi z postaw ludzkich". Artykuł 3 tej konwencji formułuje zasady uczestnictwa osób niepełnosprawnych w życiu społecznym i przeciwdziałania wykluczeniu społecznemu. Zasady te dotyczą:

1) poszanowania dla godności osobistej, indywidualnej autonomii, w tym swobody własnych wyborów oraz poszanowania dla niezależności jednostki;

2) niedyskryminacji;

3) pełnego i efektywnego uczestnictwa w życiu społecznym i integracji społecznej;

4) poszanowania dla odmienności oraz akceptacji osób niepełnosprawnych jako mających wkład w różnorodność rodziny ludzkiej i w człowieczeństwo;

5) równych szans;

6) dostępności;

7) równości pomiędzy kobietami i mężczyznami;

8) poszanowania dla rozwijającego się potencjału dzieci niepełnosprawnych i poszanowania prawa dzieci niepełnosprawnych do zachowania swojej tożsamości.

Zasady te nie zawsze są stosowane w praktyce. W odniesieniu do osób z problemami słuchowymi używa się niekiedy szokujących przymiotników. Mówi się o nich, że są głuche, niedbałe, snobistyczne, nieuważne, głupie, są idiotami, do niczego, nieme, ciemne, bezużyteczne, opóźnione, nudne, aroganckie, uparte, powolne, niepewne. Zatem, mimo uregulowań ONZ osoby z problemami słuchowymi doświadczają obecnie takiej samej marginalizacji, lekceważenia, stygmatyzacji i wykluczenia społecznego, jak w przeszłości.

3. SKUTKI PSYCHOSPOŁECZNE UBYTKÓW SŁUCHU

Skutków psychospołecznych ubytków słuchu jest wiele (Gailey, 2010):

1. Osoby niedosłyszące skarżą się na obniżony nastrój i gorsze relacje społeczne. Kłopoty, jakie mają rozumieniem mowy w szumie, nawet po zaopatrzeniu w aparat słuchowy, zniechęcają je do szukania pomocy.

2. Doświadczają poczucia ograniczenia funkcjonowania społecznego, w tym niemożności pełnienia niektórych ról społecznych, na przykład roli dziadka, księdza. Prowadzi to do obniżenia poczucia własnej wartości.

3. W szczególnie trudnych lub ważnych sytuacjach komunikacyjnych, gdy wypróbowane strategie działania zawodzą, doświadczają poczucia klęski, zwłaszcza gdy nie mogą liczyć na dyskretną pomoc osób życzliwych.

4. Brak pracy dla osób niedosłyszących jest powodem: wzrostu poziomu niepokoju, niepewności, depresji, zaburzeń nerwicowych, obniżenia samooceny i pewności siebie, utraty motywacji do rozwiązywania problemów, utrudnień w nawiązywaniu kontaktów z innymi ludźmi, obniżenia prestiżu społecznego (Frąckiewicz, 2003).

Człowiek dotknięty niedosłuchem w zakresie potrzeb psychospołecznych nie różni się od osób pełnosprawnych. Brak możliwości ich zaspokojenia może ujawnić się regresją, fiksacją i podejmowaniem nieadekwatnych działań wobec zaistniałego problemu – frustracją.

Zatem, osoby z problemami słuchowymi są świadome dużych wymagań otoczenia w odniesieniu do komunikacji słownej, ale w niewielkim stopniu kontrolują sytuacje, w których się znajdują, a dodatkowo otrzymują niewielkie wsparcie osób z otoczenia. Tak sformułowany problem to książkowa definicja stresu negatywnego. Pozostawanie w takim stresie wpływa na pogorszenie ogólnego stanu zdrowia, to znaczy zwiększa się ryzyko choroby nadciśnieniowej, udaru, chorób układu krążenia, układu pokarmowego, chorób psychicznych.

Zaopatrzenie w aparaty słuchowe nie zawsze rozwiązuje problemy osób z ubytkami słuchu, ponieważ około 40% takich osób nie używa ich regularnie, a 59% użytkowników aparatów nie jest z nich zadowolonych. Znaczny odsetek (ok. 40%) użytkowników aparatów słuchowych nie wierzy w ich skuteczność, nie akceptuje ich i nie radzi sobie z nimi w wielu sytuacjach społecznych, natomiast około 30% wprawdzie akceptuje je, ale nie chce lub nie potrafi przezwyciężyć trudności dnia codziennego, związanych z pogorszeniem słuchu, i stawić im czoła. Podobny odsetek użytkowników aparatów słuchowych wierzy w ich skuteczność, akceptuje je oraz jest mocno zmotywowany do nowych działań i postaw wymuszonych pogorszeniem słuchu (asertywność, przyswojenie nowych technik słuchania) (Hogan i in., 2010). Zaopatrzenie w aparat słuchowy może zmniejszyć problemy z komunikacją słowną (i ze zdrowiem), ale nie wyeliminuje wszystkich przyczyn pogorszenia jakości życia związanych z pogarszającym się słuchem.

4. ASERTYWNOŚĆ UŻYTKOWNIKA APARATU SŁUCHOWEGO

Asertywność to umiejętność nabyta, wyuczona. Oznacza posiadanie i wyrażanie własnego zdania oraz bezpośrednie wyrażanie emocji i postaw w granicach nienaruszających praw i terytorium psychicznego innych osób oraz własnych, bez zachowań agresywnych, a także obrona własnych praw w sytuacjach społecznych (Skrodzka, 2011).

Asertywność to:

1) umiejętność wyrażania opinii, krytyki, potrzeb, życzeń,
2) umiejętność odmawiania i proszenia w sposób nieuległy i nieraniący innych,
3) świadomość siebie (wad, zalet, ułomności),
4) stanowczość,
5) umiejętność przyjmowania krytyki, ocen i pochwał; autentyczność,
6) wrażliwość na innych ludzi; samoocena.

Zachowanie asertywne polega na uznawaniu, że jest się tak samo ważnym, jak inni; reprezentowaniu własnych interesów z uwzględnieniem interesów drugiej osoby; korzystaniu z osobistych praw bez naruszania praw innych.

Zachowanie asertywne użytkownika aparatu słuchowego polega na jasnym formułowaniu oczekiwań w „trudnych" sytuacjach akustycznych:

Proszę na mnie patrzeć.
Proszę mówić wolniej i wyraźnie.
Proszę wyłączyć muzykę.
Proszę włączyć oświetlenie.
Proszę się przesunąć.
Proszę usiąść tutaj.
Proszę nie zasłaniać ust.
Proszę powtórzyć.

Asertywność nie oznacza ignorowania emocji i dążeń innych ludzi ani arogancji. Asertywność oznacza zdolność do realizacji założonych celów mimo negatywnych nacisków otoczenia oraz racjonalną dbałość o własne interesy z uwzględnieniem interesów innych.

5. SERWIS PROTETYCZNY SKONCENTROWANY NA UŻYTKOWNIKU APARATU SŁUCHOWEGO

Oczekiwania klienta, który przychodzi do punktu protetycznego, są zazwyczaj jasno sprecyzowane: chce słyszeć i uczestniczyć w życiu społecznym

bez wysiłku, „jak przedtem", nie chce popadać w krępujące sytuacje, gdyż nie usłyszał prawidłowo wypowiedzi kierowanej do niego, chce uwolnić się od nacisków rodziny zauważającej pogorszenie stanu słuchu u dziadka czy mamy i nalegającej na wizytę u protetyka. Dodatkowo pierwsza wizyta związana jest z obawą przed nieznanym. Klienci punktów protetycznych często mieli kontakt z optykami prowadzącymi punkty optyczne. Jednak wizyta u protetyka słuchu w niczym nie przypomina wizyty u optyka (Hogan i in., 2010).

Wizyta w punkcie optycznym	Wizyta w punkcie protetycznym
• Interwencja optyka przywraca zazwyczaj „normalne widzenie". • Noszenie okularów zazwyczaj nie wymaga długiego treningu, wielu wizyt, przyswojenia nowych strategii patrzenia. • Noszenie okularów nie wywołuje niepożądanych reakcji otoczenia, nie stygmatyzuje społecznie. Klient szybciej akceptuje proponowane rozwiązania i chętniej odwiedza optyka.	• Interwencja protetyka zazwyczaj nie przywraca pełnego słyszenia. • Użytkowanie aparatu słuchowego wymaga przyzwyczajenia, treningu, przyswojenia nowych strategii komunikowania, wielu wizyt w punkcie. • W opinii wielu osób noszenie aparatów słuchowych wywołuje niepożądane reakcje otoczenia – stygmatyzuje społecznie.

Skutki związane z wizytą w punkcie protetycznym oraz informacjami o stanie słuchu są różnorodne i niełatwe do zaakceptowania:

1. Informacje uzyskane od protetyka wymuszają zmianę sposobu życia,

2. Pierwsza wizyta, zazwyczaj powiązana z informacją o uszkodzeniu słuchu, jest traumatyczna i szokująca, szczególnie jeśli klient myślał, że kłopoty są przejściowe albo istnieją tylko w wyobraźni jego rodziny.

3. W przypadku gdy pacjent jest użytkownikiem aparatu, kolejna wizyta i informacja, że posiadany aparat słuchowy już nie wystarcza, jest równie traumatyczna i szokująca, jak pierwsza.

Do przedstawionych powyżej problemów protetyk słuchu powinien odnieść się profesjonalnie i życzliwie. Szok oraz negatywne odczucia, jakich doznaje klient punktu protetycznego, mogą być złagodzone informacją, że zostanie zrobione wszystko, co można zrobić, aby zmniejszyć skutki ubytku słuchu. Ponadto należy mieć na uwadze to, że wizyta pacjenta w punkcie protetycznym nie jest dla niego „jeszcze jednym spotkaniem" w ciągu pra-

cowitego dnia. Jej skutek wpływa na życie bieżące i możliwości komunikacji słownej w przyszłości.

Podsumowując, klient oczekuje przede wszystkim zainteresowania protetyka, czyli przyjaznej i empatycznej relacji protetyk–klient. To właśnie oznacza „serwis skoncentrowany na użytkowniku aparatu słuchowego". Nie jest to jedyne oczekiwanie klienta. Oczekuje on ponadto rzetelnej i bieżącej, dostosowanej do możliwości percepcyjnych informacji o stanie słuchu i sposobach postępowania, dostępności wizyt w punkcie protetycznym oraz fachowej obsługi w odpowiednio wyposażonym punkcie protetycznym (patrz *Profesjonalna obsługa i komunikacja z pacjentem*).

Realia pracy protetyka słuchu są znane. W punktach protetycznych jest wielu klientów nowych i stałych. Ich obsługa (diagnostyka, dobór, dopasowanie aparatu, porada) powinna być sprawna i profesjonalna, a wszystko powinno odbywać się w limitowanym czasie wizyty. Wizyta klienta przebiega według znanego, przewidywalnego i powtarzalnego schematu. Protetyk koncentruje uwagę na problemach słuchowych klienta, ale nie jest to związane z głęboką relacją interpersonalną (gdyby tak było, to wydajność pracy protetyka byłaby mniejsza) (patrz *Algorytm prowadzenia punktu protetycznego*).

Chcąc zapewnić poczucie zainteresowania osobistego każdym pacjentem w ograniczonym czasie wizyty, w zatłoczonym punkcie protetycznym, zachowując jednocześnie wysoki standard obsługi i profesjonalizmu, należy, na początku wizyty, poświęcić kilka minut na życzliwe wysłuchanie klienta, skupiając na nim całą uwagę i nie przechodząc zbyt szybko do realizacji kolejnych punktów wizyty. Takie postępowanie zazwyczaj (choć nie zawsze) powoduje, że pozostały czas wizyty zostanie wykorzystany efektywnie, a klient zyska zaufanie do protetyka oraz będzie bardziej podatny na jego uwagi i sugestie. Pod koniec wizyty dobrze jest przeznaczyć chwilę na poddanie klienta krótkiemu treningowi asertywności. Nie jest to oczywiście główne zadanie protetyka, ale może ono przynieść, zarówno klientowi, jak i protetykowi, sporo korzyści.

W Polsce zbiór minimalnych wymagań w zakresie kluczowych elementów świadczenia usług protetyki słuchu, w tym zachowań personelu, został unormowany (EN-15926: 2010).

W dokumencie tym napisano między innymi:

1. Solidne podstawy wiedzy i biegłości w audiologii oraz akustyce są niezbędne do prowadzenia rehabilitacji w zakresie słyszenia i komunikacji słownej, która spełnia potrzeby i oczekiwania klienta oraz uwzględnia bieżące standardy, rozwój technologii i medycyny.

2. Protetycy słuchu powinni aktywnie zdobywać najnowsze informacje oraz uczestniczyć w szkoleniach w zakresie najnowszych systemów słuchowych i komunikacyjnych oraz odpowiedniego ich zastosowania.

3. Miejsce świadczenia usług protetycznych powinno składać się z recepcji, poradni, pomieszczenia do badań audiometrycznych, pomieszczenia do dopasowywania aparatów słuchowych, punktu serwisowego. Pomieszczenia powinny być odpowiednio przystosowane do osób z zaburzeniami słuchu. Powinny być również przystosowane do osób z innymi rodzajami niepełnosprawności, na przykład niedowidzących i niepełnosprawnych ruchowo. Zaleca się, aby charakteryzowały się krótkim pogłosem, niskim poziomem hałasu z otoczenia i dobrym oświetleniem ułatwiającym czytanie z ruchu ust i używanie języka migowego.

4. Usługi świadczone przez protetyków słuchu są niezwykle ważne dla ich klientów. Dlatego absolutnie konieczne jest, aby każda czynność była wykonywana w sposób umożliwiający osiągnięcie jak najlepszego rozwiązania dla klientów. Specjaliści od aparatów słuchowych powinni wykonywać swoje czynności zawodowe w sposób gwarantujący klientom pomoc w zapewnieniu rozwiązań, które najlepiej odpowiadają potrzebom i preferencjom klientów, na przykład w zakresie komunikacji.

5. Protetycy słuchu zawsze powinni mieć na uwadze, że ich rolą jest wykorzystanie wiedzy i umiejętności w celu zapewnienia wszechstronnej pomocy osobom niedosłyszącym.

6. W swoich relacjach z klientami protetyk słuchu powinien być dyskretny i taktowny, a także wrażliwy na potrzeby psychologiczne i psychospołeczne klientów. Protetyk słuchu powinien zachować ostrożność, spokój i zrozumienie we wszystkich sytuacjach. Zaufanie klientów do protetyka słuchu jest kluczowym wymogiem w tym zawodzie. W relacjach z klientami protetycy słuchu powinni mieć pewność, że ich uwagi i wskazówki zostały prawidłowo odebrane i zrozumiane.

7. Protetyk słuchu powinien świadczyć usługi klientom do momentu uzyskania najlepszej możliwej rehabilitacji. Protetyk słuchu powinien udostępnić wszelkie informacje niezbędne do prawidłowego korzystania z aparatu słuchowego i serwisowania go, a także przekazać klientowi instrukcje konieczne do zapewnienia ciągłej i bezawaryjnej pracy aparatu.

8. Protetyk słuchu nie powinien próbować zachęcać klientów prezentami lub innymi programami motywacyjnymi niezwiązanymi z usługą, zarówno bezpośrednio, jak i pośrednio poprzez inne firmy, do decyzji zakupowych.

9. Na ile to niezbędne i możliwe, protetyk słuchu powinien proponować klientom uzyskanie dodatkowego wsparcia wykraczającego poza za-

kres usług świadczonych przez protetyków słuchu, zapewniając interdyscyplinarną opiekę zdrowotną w celu polepszenia jakości życia. Klienci powinni mieć swobodę wyboru specjalisty. Protetycy słuchu powinni udostępniać dane kontaktowe odpowiednich organizacji zrzeszających osoby niedosłyszące.

10. Protetyk słuchu nigdy i w żaden sposób nie powinien zastępować instytucji świadczącej usługi medyczne. W sytuacji, gdy klient poprzednio nie zabiegał o medyczną diagnozę problemu ze słuchem, protetyk słuchu powinien doradzić osobie niedosłyszącej, która chce skorzystać z jego usług, aby skonsultowała się z właściwym lekarzem.

6. OSOBY Z UBYTKAMI SŁUCHU I WZROKU – SZCZEGÓLNI KLIENCI PUNKTÓW PROTETYCZNYCH

Z danych statystycznych wynika, że wśród osób w wieku powyżej 70 lat problemy bisensoryczne (pogorszenie słuchu i wzroku) ma 9–21% (Busacco, 2010).

Pogorszenie komunikacji werbalnej i wzrokowej niesie z sobą między innymi zwiększoną podatność na upadki, które stanowią $^1/_3$ przyczyn zgonów w starszym wieku. Takimi pacjentami należy zająć się ze szczególną uwagą, a punkt protetyczny powinien odpowiednio przygotować się na ich przyjęcie. Przygotowanie punktu protetycznego na przyjęcie osób z problemami bisensorycznymi nie wymaga wielkich nakładów. Trzeba jednak zadbać o kilka rzeczy:

– materiały informacyjne, edukacyjne, treningowe i wyniki badań powinny być drukowane kolorem czarnym na białym, matowym papierze, czcionką minimum 14-punktową,

– oświetlenie powinno być dobre, lecz nie jaskrawe,

– umeblowanie powinno umożliwiać poruszanie się z biała laską lub psem przewodnikiem,

– bardzo ważna jest wyczerpująca informacja słowna, a kontakt słowny i dotykowy niezbędny,

– podczas badań wskazana jest obecność osoby bliskiej/zaufanej,

– strona internetowa punktu protetycznego powinna umożliwiać zmiany rozmiaru czcionki/kolorów; pożądana jest konsultacja osób niewidomych lub ich nauczycieli; każda ilustracja powinna być opisana wyczerpująco, czyli przystosowana do wykorzystania czytaka,

– do wizyty osoby z ubytkami bisensorycznymi należy przygotować się starannie, sporządzając indywidualny plan rehabilitacji audiologicznej i wzrokowej; współpraca protetyka słuchu i specjalisty od wzroku jest bardzo pożądana.

Bibliografia

Busacco D., 2010, *Accessing services: considerations for dual sensory impaired clients*, ENT & Audiology News, 19(3), s. 75–76.

EN-15927: 2010, *Usługi świadczone przez protetyków słuchu*.

Frąckiewicz L., 2003, *Edukacja osób niepełnosprawnych*, Akademia Ekonomiczna, Katowice.

Gailey L., 2010, *Understanding what patients want from audiology services*, ENT & Audiology News, 19(3), s. 72–73.

Gorzel M., 2006, *Słuch i jego aspekt społeczny*, Seminarium specjalistyczne, Instytut Akustyki UAM, Poznań.

Hogan A., 2009, *A future for hearing services: a population health perspective*, ENT & Audiology News, 18(2), s. 64–68.

Hogan A., Byrne D., Reynolds K., 2010, *Beyond the gap: towards a more comprehensive structuring of hearing services*, ENT & Audiology News, 19(2), s. 79–83.

Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.

Konwencja Praw Osób Niepełnosprawnych ONZ, 2006, A/RES/61/106.

Skrodzka E., 2011, *Szczególne oczekiwania pacjentów punktów protetycznych*, Biuletyn PSPS, 3/11, s. 28–31.

Śliwińska-Kowalska M., 2005, *Audiologia kliniczna*, Mediton, Łódź.

ANNA PREIS, ROMAN GOŁĘBIEWSKI

WPŁYW HAŁASU NA ORGANIZM LUDZKI

1. NATURA DŹWIĘKU I HAŁASU – RÓŻNICE W PERCEPCJI DŹWIĘKU I HAŁASU

Zrozumienie istoty słyszenia wymaga zdefiniowania pojęcia dźwięku. O tym, że istnieją dwie definicje dźwięku, to jest fizyczna i percepcyjna, przekonuje w swojej książce Goldstein (2007, s. 235), przywołując przykład spadającego drzewa. Zadaje pytanie: „Czy jeśli w lesie przewróci się drzewo i nie ma tam nikogo, kto mógłby to usłyszeć, to czy to jest dźwięk?". Odpowiedź na to pytanie zależy od tego, jak zdefiniujemy dźwięk. Jeśli zastosujemy definicję fizyczną mówiącą, że dźwięk to zmiany ciśnienia akustycznego w środowisku, w tym przypadku w powietrzu, to odpowiedź na pytanie jest twierdząca, ponieważ spadające drzewo wywoła zmiany ciśnienia akustycznego. Jeśli zastosujemy definicję percepcyjną, mówiącą że dźwięk to fizyczny bodziec wywołujący wrażenie słuchowe, to odpowiedź na to samo pytanie jest negatywna. Pozostając przy percepcyjnej definicji dźwięku spróbujmy się zastanowić, czy percepcja dźwięku jest taka sama w laboratorium psychoakustycznym i w naturalnym środowisku człowieka. Różnica w percepcji tych dwóch typów dźwięków jest zasadnicza, bowiem ocena dźwięku środowiskowego nie sprawia słuchaczom problemu, podczas gdy ocena sztucznie wytwarzanych dźwięków w laboratorium wymaga wcześniejszego treningu zaznajamiającego słuchaczy z tego typu dźwiękami.

Analizując wpływ dźwięku na organizm człowieka, ograniczamy się tylko do dźwięków środowiskowych, czyli występujących w środowisku człowieka. O dźwięku, który dociera do nas w naturalnym środowisku, mówimy, że wywołuje wrażenie słuchowe zdefiniowane przez takie cechy, jak wysokość, głośność, barwa. Percepcja takiego dźwięku nie jest w żaden

sposób ograniczona. Oznacza to, że można dowolnie przenosić swoją uwagę z jednej cechy wrażenia słuchowego na inną cechę, czyli na przykład oceniać wysokość dźwięku, a po chwili jego barwę czy głośność. Z sytuacją taką spotykamy się na przykład w sali koncertowej, gdy słuchamy muzyki. Muzyka, której słuchamy, to właśnie dźwięk do nas docierający, którego cechy wrażenia słuchowego możemy dowolnie oceniać. W żaden sposób dźwięk ten nie zakłóca środowiska naturalnego, którym w tym przypadku jest sala koncertowa.

Wyobraźmy sobie teraz, że nad tą salą koncertową przelatuje głośny samolot. W czasie przelotu samolotu środowisko naturalne zostaje zakłócone tym niepożądanym dźwiękiem. Ludzie słuchający muzyki są zmuszeni do słuchania dźwięku samolotu. Nie robią tego dobrowolnie. W takiej sytuacji często mówi się o recepcji zamiast percepcji dźwięku. Osoby, które słuchają dźwięku samolotu docierającego do sali koncertowej, nie oceniają jego wysokości, barwy czy głośności, a raczej zastanawiają się, kiedy dźwięk tego samolotu przestanie im dokuczać. Przyczyny dokuczliwości tego zakłócającego dźwięku (w naszym przykładzie dźwięku samolotu) zwykle kojarzą się z jego nadmierną głośnością, nieprzyjemnym brzmieniem czy też faktem, że zakłóca słuchanie dźwięków w naturalnym środowisku (w naszym przykładzie muzyki w sali koncertowej).



Ryc. 1. Różnice w słuchaniu dźwięku środowiskowego

Lewa strona schematu dotyczy percepcji dźwięku w środowisku naturalnym, prawa strona recepcji hałasu w środowisku zakłóconym.

Różnice, które występują w słuchaniu dźwięku środowiskowego w analizowanych dwóch przypadkach można przedstawić w postaci diagramu (ryc. 1). Wynika z niego alternatywny sposób definiowania dźwięku i hałasu. Dźwięk wywołuje w nas swobodną percepcję wrażenia słuchowego, które jesteśmy w stanie ocenić poprzez cechy tego wrażenia, podczas gdy hałas wymusza na nas recepcję wrażenia dokuczliwości, które oceniamy poprzez cechy dokuczliwości tego hałasu.

Klasycznie hałas definiuje się jako „niepożądany dźwięk". Jest to definicja bardzo nieprecyzyjna, gdyż w praktyce oznacza, że dźwięk niepożądany dla jednej osoby może być pożądany dla innej. W propozycji przedstawionej na rycinie 1 założono, że dźwięk staje się hałasem tylko wtedy, gdy jego obecność zakłóca środowisko naturalne człowieka i w pewien sposób mu dokucza. Zatem pojęcie hałasu nie odnosi się do odczucia poszczególnej osoby, a raczej do kontekstu środowiska, w jakim dana osoba słucha danego dźwięku środowiskowego.

2. KLASYCZNE I ŚRODOWISKOWE PODEJŚCIE DO BADANIA HAŁASU

Z definicją hałasu w sposób naturalny wiąże się pojęcie jego dokuczliwości. Jeśli założymy, że obecność hałasu wywołuje wrażenie dokuczliwości, to powstaje pytanie: Jak mierzyć dokuczliwość hałasu? Guski, Felscher-Suhr, Schuemer (1999) w swojej pracy przedstawili bardzo ogólną definicję dokuczliwości hałasu. Według nich dokuczliwość hałasu jest terminem używanym ogólnie dla wszystkich negatywnych odczuć, takich jak: zakłócenia, niezadowolenie, dokuczliwość, uciążliwość. W literaturze przedmiotu spotkać można bardziej precyzyjne definicje dokuczliwości hałasu, a nawet ilościowe modele tej cechy hałasu (Marquis-Favre, Premat, Aubree, 2005).

Jeden z takich modeli, przedstawionych na rycinie 1 (Preis, 1995), zakłada, że dokuczliwość hałasu (A_n) zależy od trzech czynników: dokuczliwej głośności (AL), uciążliwości (IN) oraz wielkości związanej ze zniekształceniem zawartości informacyjnej danego sygnału (DR). Formalnie model ten można przedstawić za pomocą formuły (1)

$$A_n = \alpha \mathrm{AL} + \beta \mathrm{IN} + \gamma \mathrm{DR} + \delta \tag{1}$$

W tym przypadku dokuczliwą głośność oblicza się według modelu Zwickera (ISO, 532B), uwzględniając głośność tła, natomiast uciążliwość oblicza się według modelu ostrości zaproponowanego przez Auresa (Fastl, Zwicker, 2007), który również uwzględnia ostrość tła. Nieco inaczej obliczana jest wielkość zniekształcenia zawartości informacyjnej sygnału. Wielkość ta odnosi się bezpośrednio do sygnału zakłócanego przez dany hałas. Jest to szczególny przypadek, przede wszystkim dotyczący mowy. DR to stosunek czasów trwania odpowiednio zniekształconej części sygnału przez dany hałas do całkowitego czasu trwania sygnału.

Wcześniej wieloczynnikowy model dokuczliwości zaproponował Zwicker (Fastl, Zwicker, 2007). W modelu tym tak zwaną nieobciążoną dokuczliwość obliczano za pomocą następującej formuły:

$$\mathrm{UBA} = d\left\{\frac{N_{10}}{\mathrm{sone}}\right\}^{1,3}\{1+s+f\}au \tag{2}$$

Dokuczliwość hałasu według tej formuły zależała od: głośności (N_{10}), którą dany hałas miał w 10% trwania całego sygnału, ostrości (s) i siły fluktuacji hałasu (f). Dodatkowo wielkość dokuczliwości zależała od pory dnia (d), w której dany hałas oceniano. Aktualnie często cytuje się nieco zmodyfikowaną formułę na dokuczliwość hałasu – „psychoakustyczną dokuczliwość" (Marquis-Favre, Premat, Aubree, 2005; Fastl, Zwicker, 2007), którą definiuje się jako:

$$\mathrm{PA} = N_5(1+\sqrt{w_S^2 + w_{\mathrm{FR}}^2}) \tag{3}$$

gdzie:

N_5 – głośność, którą dany hałas miał w 5% trwania całego sygnału,

w_S – czynnik związany z ostrością hałasu,

w_{FR} – czynnik, który zależy od siły fluktuacji i chropowatości hałasu.

Według modeli dokuczliwości hałasu przedstawionych powyżej można precyzyjnie obliczyć dokuczliwość wywoływaną przez dany hałas, opierając się jedynie na jego charakterystykach fizycznych. Można zatem założyć, że dokuczliwość może pełnić rolę wskaźnika oceny hałasu pozwalającego przewidzieć negatywne skutki oddziaływania hałasu na organizm ludzki. Im większa wartość dokuczliwości hałasu, tym bardziej negatywny jego wpływ na organizm ludzki. Rezultaty wielu badań eksperymentalnych nad

dokuczliwością dla różnych typów hałasu, publikowane w czasopismach naukowych, potwierdzają zasadność wieloczynnikowego podejścia do dokuczliwości hałasu. Problemem jest jednak brak znormalizowanych procedur pozwalających wiarygodnie mierzyć takie wielkości, jak: głośność Zwickera, ostrość, siłę fluktuacji czy chropowatość. Nie ma powszechnie dostępnych mierników tych charakterystyk dźwiękowych. W związku z tym instytucje, które mają chronić ludzi przed negatywnym oddziaływaniem hałasu na organizm, wolą posługiwać się klasycznym – jednoczynnikowym modelem dokuczliwości hałasu, w którym zakłada się, że dokuczliwość hałasu zależy tylko od jednego czynnika – od poziomu hałasu.

Istnieje różnica pomiędzy klasycznym i „środowiskowym" podejściem do badania oraz oceny dokuczliwości hałasu (ryc. 2).



Ryc. 2. Klasyczne i środowiskowe podejście do badania dokuczliwości hałasu

Można wskazać na wiele zalet środowiskowego podejścia do badania dokuczliwości hałasu. Wyliczając dokuczliwość hałasu, opierając się na wielu czynnikach, od razu widać, że ta sama głośność dla różnego typu hałasu, na przykład lotniczego i komunikacyjnego, nie oznacza takiej samej dokuczliwości. Dodatkowo środowiskowe wyznaczanie dokuczliwości opiera się na modelach psychoakustycznych, czyli zakłada zgodność pomiędzy wyliczoną wartością dokuczliwości a jej subiektywną oceną przez słuchaczy.

Oznacza to, że można przewidzieć ocenę dokuczliwości hałasu bez konieczności przeprowadzania badań z udziałem słuchaczy. Niestety jest jedna zasadnicza wada podejścia środowiskowego – brak znormalizowanych mierników bądź odpowiednich programów do obliczenia wartości poszczególnych czynników mających wpływ na dokuczliwość. Wymieniona wada w podejściu środowiskowym jest jednocześnie zasadniczą zaletą klasycznego ujęcia tego zagadnienia. Oznacza to, że nadal mierzony jest jednoczynnikowy klasyczny wskaźnik oceny hałasu związany z wartością odpowiednio skorygowanego poziomu hałasu. Dla tak zdefiniowanego wskaźnika oceny hałasu wyznaczane są tak zwane dopuszczalne poziomy chroniące ludzi przed niekorzystnymi skutkami oddziaływania hałasu na organizm ludzki. Ponieważ w klasycznym badaniu dokuczliwości hałasu ta sama wartość poziomu hałasu nie oznacza zwykle takiej samej dokuczliwości, analizuje się oddzielnie stopień dokuczliwość dla różnego typu hałasu.

Wielkość mierzonego poziomu hałasu charakteryzuje wartość narażenia, czyli tak zwaną dawkę hałasu. Cechą charakterystyczną hałasu jest zmienność jego struktury widmowej w czasie oraz czas jego trwania. Do opisu wielkości narażenia, czyli dawki hałasu należy stosować zróżnicowane wskaźniki oceny hałasu. Zróżnicowanie wskaźników hałasu na chwilowe i długotrwałe jest również konieczne ze względu na efekty, które hałas wywołuje. Efekty zdrowotne wywołane ekspozycją na hałas mogą być długobądź krótkoterminowe. W aktualnie obowiązującej dyrektywie hałasowej (Dyrektywa 2002/49/WE Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 25 czerwca 2002 r.) oraz w zaleceniach WHO (WHO, Night Noise Guidelines for Europe, 2009) zakłada się, że efekty oddziaływania hałasu na organizm człowieka powinno się określać w skali roku. To uzasadnia stosowanie rocznego, czyli uśrednionego w ciągu całego roku poziomu dźwięku (L_{DWN} jako najczęściej stosowanego wskaźnika oceny hałasu, skorelowanego z, ocenionymi również w skali roku, negatywnymi efektami oddziaływania hałasu.

3. WSKAŹNIKI OCENY HAŁASU

Wielkością, na podstawie której definiuje się dopuszczalne poziomy hałasu w środowisku zewnętrznych i wewnętrznym, jest równoważny poziom dźwięku A (L_{AqeT}). Wielkość definiuje się za pomocą następującej formuły:

$$L_{\mathrm{Aeq}T} = 10\log\left(\frac{1}{T}\int_0^T 10^{0,1L_{\mathrm{pA}}(t)}dt\right) \tag{4}$$

gdzie:

T – czas uśredniania [s],

L_{pA} – zmienny w czasie, ważony krzywą A poziom ciśnienia akustycznego.

Jeżeli założymy, że czas uśrednienia hałasu wynosi 1 rok i osobno policzymy równoważny poziom dźwięku dla różnych przedziałów czasowych (pora dzienna od godz. 6^{00} do 18^{00}, wieczorna od 18^{00} do 22^{00}, nocna od 22^{00} do 6^{00}), to otrzymamy obowiązujący w całej Europie (WHO, Night Noise Guidelines for Europe, 2009) tak zwany dzienno/wieczorno/nocny roczny równoważny poziom dźwięku (L_{DWN}). Definicja wskaźnika L_{DWN} ma następującą postać:

$$L_{\mathrm{DWN}} = 10\log\left[\frac{1}{24}\left(12\cdot 10^{0,1L_D} + 4\cdot 10^{0,1(L_W+5)} + 8\cdot 10^{0,1(L_N+10)}\right)\right] \tag{5}$$

gdzie:

L_D – długookresowy średni poziom dźwięku A [dBA] wyznaczony dla wszystkich pór dnia w roku,

L_W – długookresowy średni poziomu dźwięku A wyznaczony dla wszystkich pór wieczoru w roku,

L_N – długookresowy średni poziom dźwięku A określony dla wszystkich pór nocy w roku.

Pora dzienna trwa 12 godz., wieczorna 4 godz., a nocna 8 godz. W tym kompleksowym wskaźniku oceny hałasu dla pory wieczornej dodaje się wartość 5 dB do zmierzonej bądź wyliczonej wartości poziomu hałasu, a dla pory nocnej 10 dB.

Wartości równoważnego poziomu dźwięku A można wyznaczyć przy użyciu wskaźnika oceny hałasu odnoszącego się do pojedynczego wydarzenia akustycznego, to jest o tak zwany poziom ekspozycji hałasu (L_{AE}). Wielkość L_{AE} definiuje się jako:

$$L_{\mathrm{AE}} = 10\log\left(\frac{E_A}{p_o^2 t_o}\right),\ p_o = 2\cdot 10^{-5}\ \mathrm{Pa},\ t_o = 1\ \mathrm{s} \tag{6}$$

gdzie:

E_A – ekspozycja hałasu.

Ekspozycja hałasu jest zdefiniowana następująco:

$$E_A = \int_{-\infty}^{+\infty} p_A^2(t)dt \tag{7}$$

gdzie:

$p_A^2(t)$ – zmiany średniego kwadratu ciśnienia akustycznego w trakcie pojedynczego wydarzenia akustycznego (np. przejazdu pociągu).

Korzystając z definicji poziomu ekspozycji hałasu, równoważny poziom dźwięku *A* można zapisać w postaci:

$$L_{\mathrm{Aeq}T} = L_{\mathrm{AE}} + 10\log\left(\frac{Nt_o}{T}\right) \tag{8}$$

gdzie:

N – liczba wydarzeń akustycznych (scharakteryzowanych wielkością L_{AE}) zachodzących w czasie *T*.

W ogólnej postaci, dla *i* różnych kategorii wydarzeń akustycznych (przejazdy pojazdów lekkich, ciężkich itp.), powyższą zależność można przepisać w postaci:

$$L_{\mathrm{Aeq}T} = 10\log\left(\sum_i N_i \cdot 10^{0,1\cdot L_{\mathrm{AEi}}}\right) \tag{9}$$

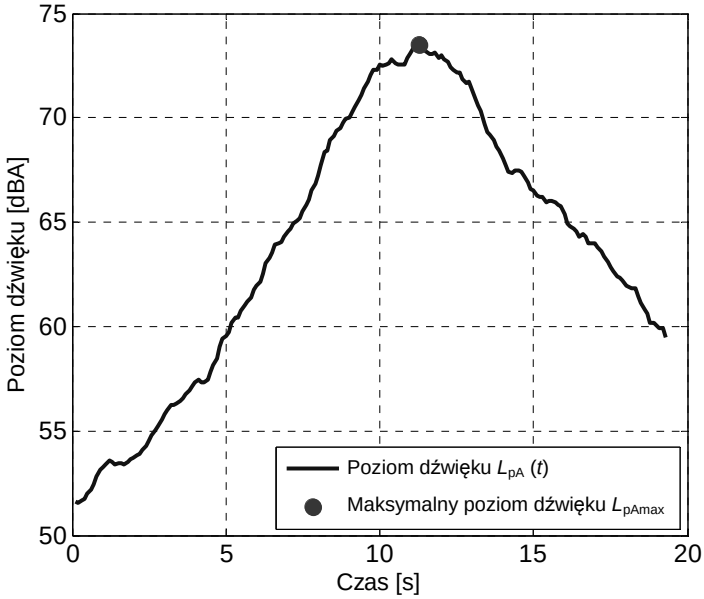
gdzie:

N_i – liczba wydarzeń akustycznych *i*-tej kategorii.

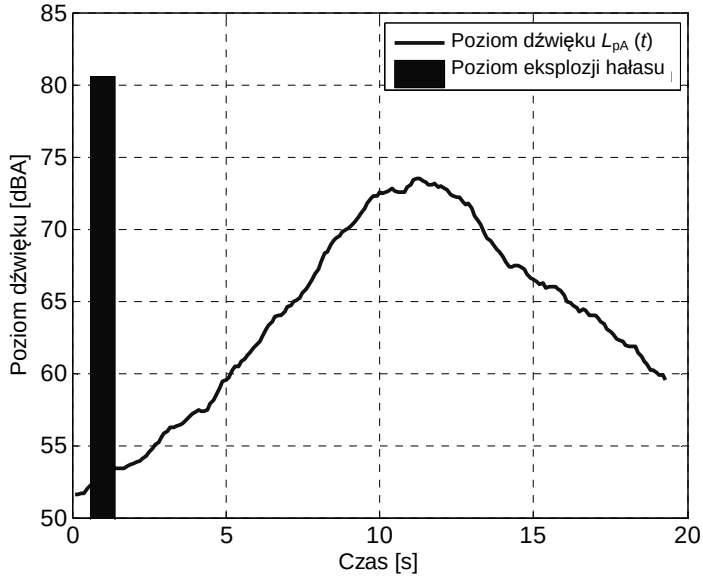
Opierając się na wielkości L_{AE}, można również zdefiniować L_D, L_W oraz L_N.

Na rycinach 3 i 4 przedstawiono definicje poziomu maksymalnego (L_{Amax}) oraz poziomu ekspozycji hałasu (L_{AE}).

Poziom ekspozycji hałasu (L_{AE}) można przedstawić jako poziom dźwięku [dBA] dla jednosekundowego stałego hałasu, który zawiera taką samą energię, jak rzeczywiste pojedyncze wydarzenia akustyczne.



Ryc. 3. Poziom maksymalny dźwięku dla wydarzenia akustycznego opisanego przebiegiem czasowym $L_{pA}(t)$.

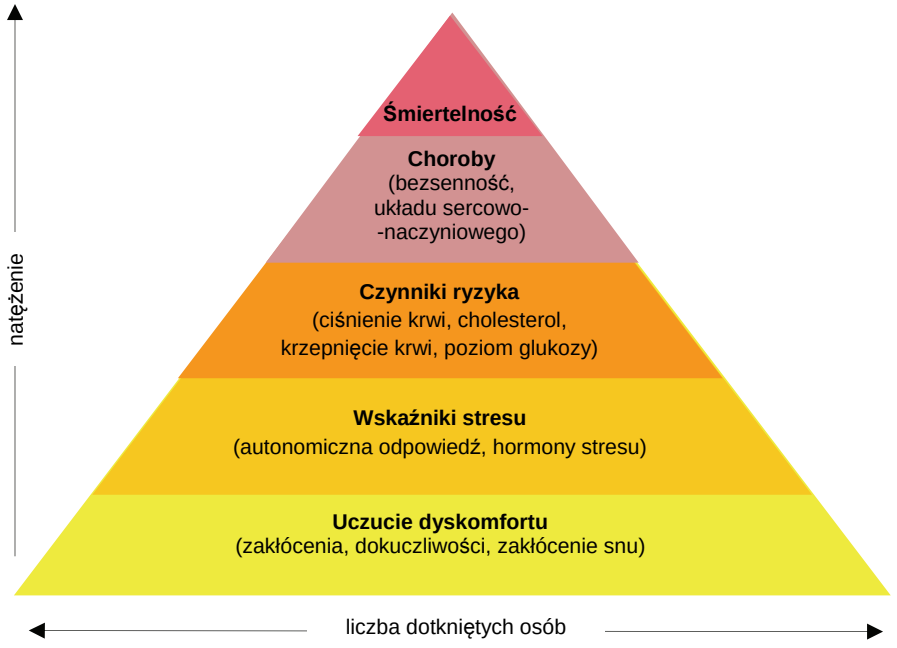


Ryc. 4. Poziom ekspozycji dźwięku odniesiony do 1 s, którego energia jest równa polu zakreskowanemu pod przebiegiem czasowym $L_{pA}(t)$

Ponieważ niektóre efekty zdrowotne dotyczą wyłącznie pory nocnej (np. sen) lub pory dziennej, czasami jako wskaźników oceny hałasu używa się również średniego poziomu dźwięku w ciągu jednego dnia (L_D; por. równanie 4) lub średniego poziomu dźwięku w ciągu jednej nocy (L_N; por. równanie 4).

4. WPŁYW EKSPOZYCJI NA HAŁAS NA ZDROWIE I SAMOPOCZUCIE

Odpowiadając na pytanie, czy i w jakim stopniu ekspozycja na hałas wpływa na zdrowie lub samopoczucie człowieka, trzeba odwołać się do definicji „zdrowia człowieka". Według WHO (2000), „zdrowie to pełny dobrostan fizyczny, psychiczny i społeczny, a nie wyłącznie brak choroby lub niedomagania". Jedna z nowszych definicja zdrowia jest następująca: „Zdrowie to dynamiczny stan organizmu, który funkcjonuje właściwie i psychicznie zgodnie z wiekiem, płcią i ogólnymi warunkami w populacji, do której jednostka należy, i zgodnie z obecnym stanem nauki i technologii i powiązanymi



Ryc. 5. Piramida efektów według Babischa – natężenie dawki hałasu w funkcji liczby osób narażonych na hałas (Babisch, 2002)

celami ochrony zdrowia i zdrowia publicznego, przekonaniami i wzorcami kulturowymi społeczeństwa". Często w kontekście wymienienia konkretnych efektów, które może wywołać hałas, przywołuje się tak zwaną piramidę efektów zaproponowaną przez Babischa (2002).

Jeśli dawka hałasu jest odpowiednio duża, wiele osób będzie reagować negatywnie. Jak widać, stosunkowo duża liczba osób będzie odczuwać dokuczliwość hałasu, uczucie dyskomfortu i to nawet już przy stosunkowo niskiej dawce hałasu. W miarę zwiększania dawki hałasu mogą wystąpić reakcje stresowe, zakłócenia snu oraz inne skutki natury fizjologicznej. Tylko w stosunkowo niewielkiej części populacji osób narażonych na hałas mogą rozwinąć się choroby sercowo-naczyniowe czy może pojawić się bezsenność. W skrajnych przypadkach hałas może przyczynić się do zwiększenia śmiertelności wśród narażonych osób.

W podręcznikach dotyczących wpływu hałasu na organizm ludzki zwykle wyróżnia się dwa typy tego oddziaływania (m.in. Kryter, 1994). Z jednej strony analizuje się bezpośredni wpływ hałasu na narząd słuchu, czyli jak hałas upośledza nasze słyszenie, z drugiej strony bada się niesłuchowe oddziaływanie hałasu na organizm człowieka. Stansfeld i Matheson (2003) podali definicję niesłuchowego oddziaływania hałasu na organizm ludzki. W wolnym tłumaczeniu z języka angielskiego brzmi ona następująco: „Niesłuchowe efekty hałasu można zdefiniować jako wszystkie efekty wpływające na zdrowie i samopoczucie spowodowane ekspozycją na hałas z wyłączeniem tych, które wpływają na narząd słuchu i tych, które maskują słuchową informację, czyli utrudniają komunikację". Oznacza to, że gdy mówimy o słuchowych efektach oddziaływania hałasu, mamy na myśli: **upośledzenie naszego słuchu** (jako rezultat ubytków słuchu powstałych na skutek ekspozycji na hałas) bądź **trudności w rozumieniu mowy** (jako rezultat wystąpienia hałasu w torze komunikacyjnym). Natomiast niesłuchowe efekty oddziaływania hałasu to: **dokuczliwość**, **zaburzenie snu**, **poznawcze i psychomotoryczne zaburzenia** związane z zadaniami wykonywanymi w hałasie, **naczyniowe i fizjologiczne efekty** (por. ryc. 5).

4.1. Ubytki słuchu wywołane ekspozycją na hałas

Ubytki słuchu wywołane działaniem hałasu czasami nazywa się trwałymi przesunięciami progu słyszalności NIPTS (*Noise Induced Permanent Threshold Shift*). Ich wystąpienie poprzedzone jest zwykle tak zwanym czasowym przesunięciem progu słyszalności TTS (*Temporary Threshold Shift*). Czasowe przesunięcie progu słyszalności oznacza, że po pewnym czasie od ekspozycji hałasowej nasz próg słyszalności wróci do wartości progowych sprzed

ekspozycji na hałas. Dopiero powtarzająca się ekspozycja na hałas może doprowadzić do tak zwanych trwałych ubytków słuchu.

Istnieją metody, za pomocą których możemy wyliczyć wielkość ubytków słuchu wywołanych różnego typu ekspozycją hałasową w miejscu pracy.

Z punktu widzenia ochrony przed hałasem w środowisku pracy zastosowanie mają następujące akta prawne:

1. PN-ISO 1999:2000 Akustyka. Wyznaczanie ekspozycji zawodowej na hałas i szacowanie uszkodzenia słuchu wywołanego hałasem.

2. PN-N-01307:1994 Hałas. Dopuszczalne wartości hałasu w środowisku pracy. Wymagania dotyczące wykonywania pomiarów.

3. Rozporządzeniu Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 29 listopada 2002 r. w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz.U. Nr 217, poz. 1833 z późn. zm.).

4. Rozporządzenie Ministra Gospodarki i Pracy z dnia 5 sierpnia 2005 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy pracach związanych z narażeniem na hałas lub drgania mechaniczne (Dz.U. Nr 157, poz. 1317 i 1318).

5. Rozporządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 2 lutego 2011 r. w sprawie badań i pomiarów czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz.U. Nr 33, poz. 166).

Rozporządzenie Ministra Gospodarki i Pracy z dnia 5 sierpnia 2005 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy pracach związanych z narażeniem na hałas lub drgania mechaniczne (Dz.U. Nr 157, poz. 1317 i 1318) określa obowiązki pracodawcy w zakresie ochrony przed hałasem. Zgodnie z tym rozporządzeniem pracodawca ma obowiązek dokonywać pomiarów wielkości charakteryzujących hałas w środowisku pracy oraz porównywać ich wyniki z wartościami progów działania i NDN. Częstotliwość wykonywania pomiarów w środowisku pracy została ustalona w Rozporządzeniu Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 2 lutego 2011 r. w sprawie badań i pomiarów czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz.U. Nr 33, poz. 166).

Wielkości charakteryzujące hałas w środowisku pracy oraz dopuszczalne wartości poziomu hałasu określono w załączniku do Rozporządzenia Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 29 listopada 2002 r. w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz.U. Nr 217, poz. 1833).

Do oceny oddziaływania hałasu na narząd słuchu wprowadzono wielkość zwaną ekspozycją na hałas oraz odpowiadający poziom ekspozycji. Poziom ekspozycji na hałas został odniesiony do ośmiogodzinnego dobowego wymiaru czasu pracy oraz do pięciodniowego tygodnia pracy. Poziom

ekspozycji na hałas odniesiony do ośmiogodzinnego dobowego wymiaru czasu pracy ($L_{EX,8\,h}$) definiuje się następująco:

$$L_{EX,8\,h} = L_{Aeq,T_e} + 10\log\frac{T_e}{T_o},\ T_o = 8\ \text{godz.} = 28800\ \text{s} \tag{10}$$

gdzie:

$L_{Aeq,Te}$ – równoważny poziom dźwięku *A* wyznaczony dla czasu ekspozycji T_e [dBA].

Poziom ekspozycji na hałas odniesiony do tygodnia pracy ($L_{EX,w}$) definiuje się jako równoważny poziom dźwięku *A* wyznaczony dla czasu ekspozycji na hałas dla tygodnia pracy:

$$L_{EX,w} = 10\log\left(\frac{1}{5}\sum_{i=1}^{n} 10^{0,1\left(L_{EX,8\,h}\right)_i}\right) \tag{11}$$

gdzie:

i – kolejny dzień roboczy w analizowanym tygodniu,

n – liczba dni roboczych w rozważanym tygodniu (może być różna od 5).

Dodatkowo, zgodnie z Rozporządzeniem Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 29 listopada 2002 r. w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz.U. Nr 217, poz. 1833), celem oceny hałasu w środowisku pracy wprowadza się kolejne dwie wielkości:

1) maksymalny poziom dźwięku *A* (L_{Amax}) – maksymalna wartość skuteczna poziomu dźwięku *A* [dBA],

2) szczytowy poziom dźwięku C (L_{Cpeak}) – maksymalna wartość chwilowa poziomu dźwięku *C* [dBC].

Tabela 1. Dopuszczalne wartości poziomu hałasu (NDN)

Wielkość	Wartość dopuszczalna [dBA]
Poziom ekspozycji na hałas odniesiony do 8-godzinnego dobowego wymiaru czasu pracy ($L_{EX,8\,h}$)	85
Poziom ekspozycji na hałas odniesiony do tygodnia pracy ($L_{EX,w}$)	85
Maksymalny poziom dźwięku *A*	115
Szczytowy poziom dźwięku *C*	135

Dopuszczalne wartości poziomu ekspozycji na hałas odniesionego do ośmiogodzinnego dobowego wymiaru czasu pracy lub tygodnia, maksymalnego poziomu dźwięku *A* oraz szczytowego poziomu dźwięku *C* obo-

wiązują jednocześnie. Nieprzekraczanie wartości NDN powinno ochronić średnią populację pracowników przed ubytkami słuchu przekraczającymi 2 dB po 40 latach zawodowej ekspozycji na hałas.

4.2. Szacowanie wielkości ubytku słuchu wywołanej hałasem

Obowiązująca w Polsce norma to PN-ISO 1999:2000 Akustyka. Wyznaczanie ekspozycji zawodowej na hałas i szacowanie uszkodzenia słuchu wywołanego hałasem (ISO, 1990). Pozwala wyznaczyć stopień uszkodzenia słuchu powstałego w wyniku ekspozycji na hałas w zależności od czasu oraz poziomu tej ekspozycji. Norma ta opisuje metodę obliczania oczekiwanego trwałego przesunięcia progu słyszenia (NIPTS) wywołanego hałasem w populacji osób dorosłych wskutek ekspozycji na hałas o różnym poziomie i czasie trwania. PN-ISO 1999:2000 dotyczy częstotliwości słyszalnych hałasu o charakterze ustalonym, przerywanym, fluktuacyjnym, nieregularnie zmiennym lub impulsowym.

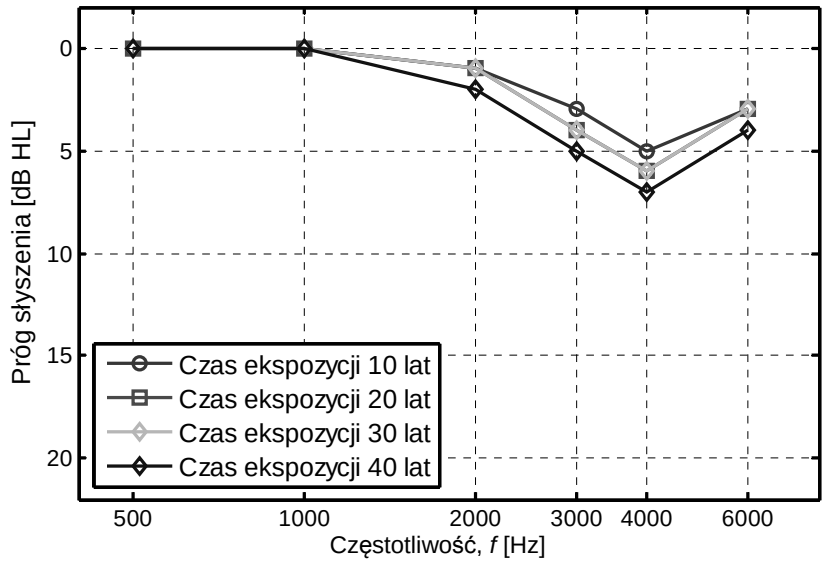
Chcąc określić poziomy progu słyszenia oraz ocenić ryzyko wystąpienia uszkodzenia lub upośledzenia słyszenia z powodu ekspozycji na hałas, należy znać próg słyszenia populacji zbliżonej wiekowo i niepoddawanej ekspozycji na hałas. Możliwe są różne kryteria wyboru takiej populacji. PN-ISO1999:2000 uwzględnia dwie możliwości:

1) populacja otologicznie zdrowa (normalna), tak zwana populacja „w wysokim stopniu wyselekcjonowana",

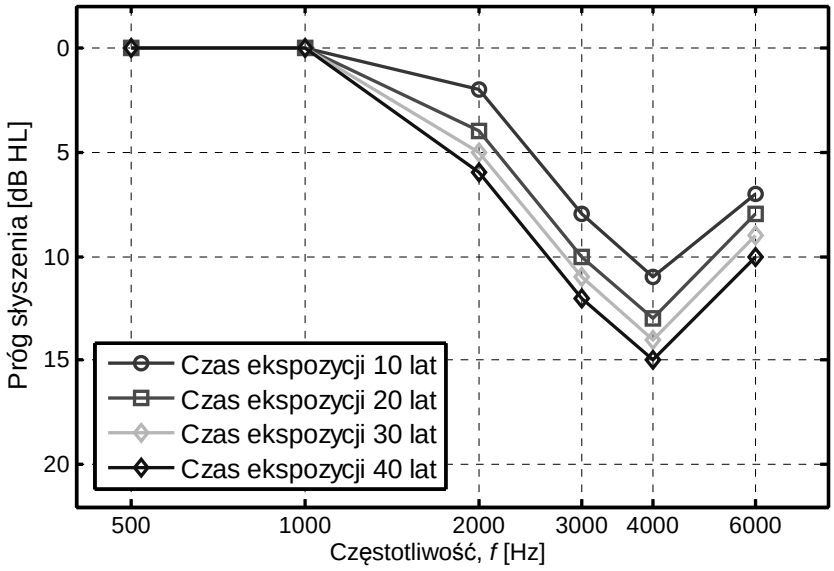
2) każda inna populacja wybrana przez użytkownika normy.

PN-ISO 1999:2000 opiera się na danych statystycznych i dlatego nie powinna być wykorzystywana do przewidywania lub oceny uszkodzenia czy upośledzenia słyszenia w przypadkach indywidualnych. Poniżej przedstawiono wartości NIPTS, to jest wartości trwałego przesunięcia progu słyszenia wywołanego hałasem w funkcji czasu ekspozycji (10, 20, 30 i 40 lat) i dziennej ekspozycji na hałas ($L_{EX,8\,h}$ = 85, 90, 95 i 100 dBA).

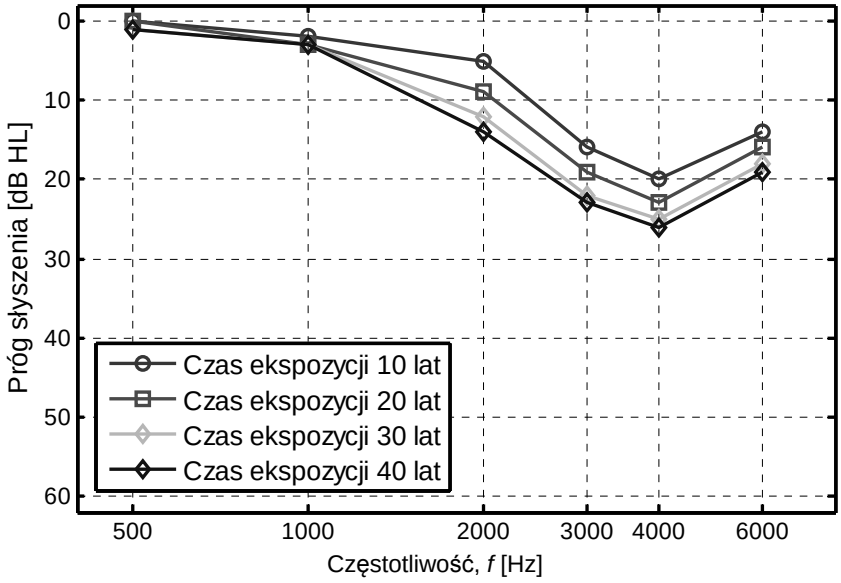
Z przedstawionych zależności wynika, że przy poziomie ekspozycji na hałas, który wynosi 85 dBA, próg słyszalności przesuwa się od 5 (przy 10 latach ekspozycji) do 7 dB (przy 40 latach ekspozycji) dla częstotliwości 4 kHz. Przy poziomie ekspozycji równej 100 dBA próg słyszalności przesuwa się od 30 (przy 10 latach ekspozycji) do 40 dB (przy 40 latach ekspozycji). Wartości przesunięcia progu słyszalności przedstawione na wszystkich wykresach dotyczą wyłącznie efektu związanego z ekspozycją na hałas. Dodatkowo próg słyszalności będzie obniżony w wyniku starzenia się układu słuchowego.



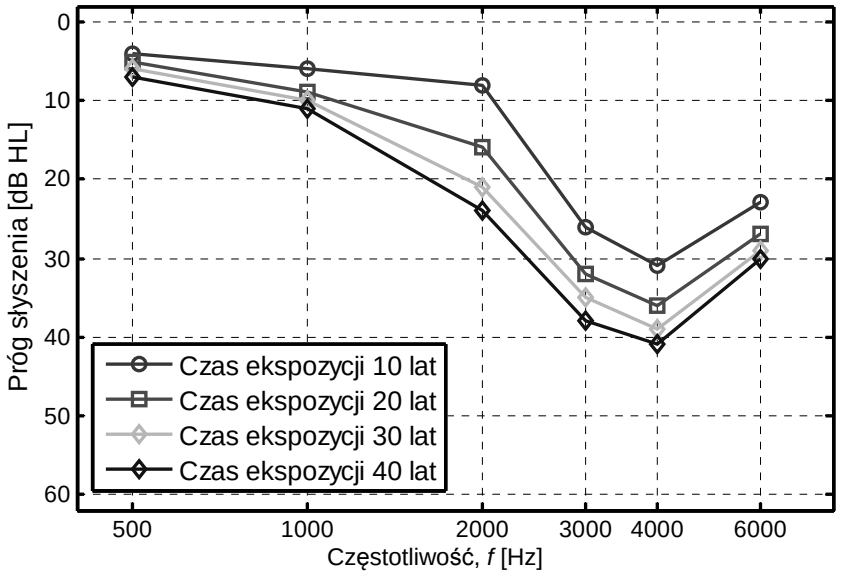
Ryc. 6. Próg słyszenia w funkcji czasu ekspozycji w latach i poziomu ekspozycji na hałas $L_{EX,8\,h}$ = 85 dBA



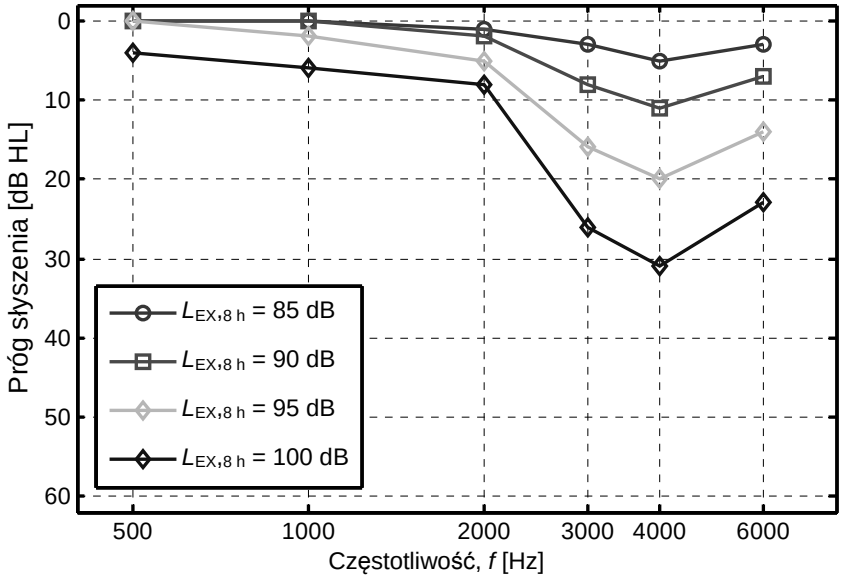
Ryc. 7. Próg słyszenia w funkcji czasu ekspozycji w latach i poziomu ekspozycji na hałas $L_{EX,8\,h}$ = 90 dBA



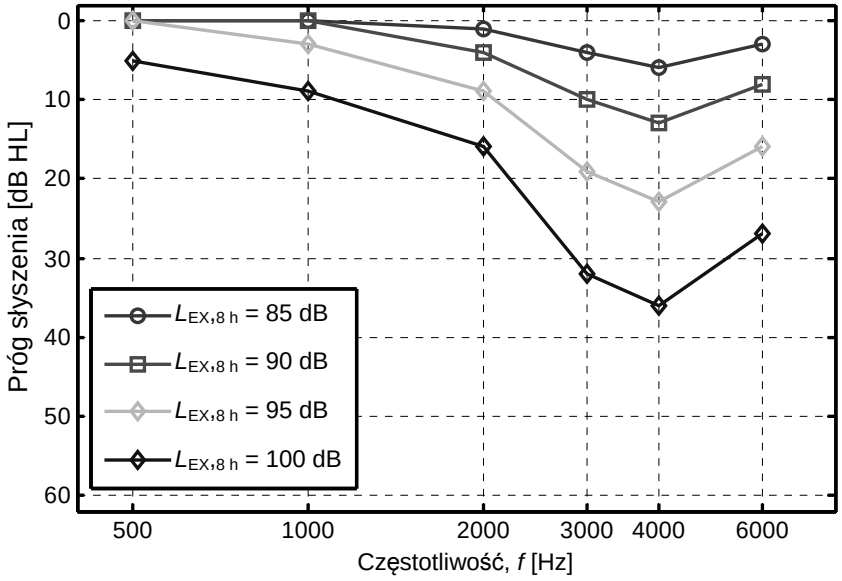
Ryc. 8. Próg słyszenia w funkcji czasu ekspozycji w latach i poziomu ekspozycji na hałas $L_{EX,8\,h}$ = 95 dBA



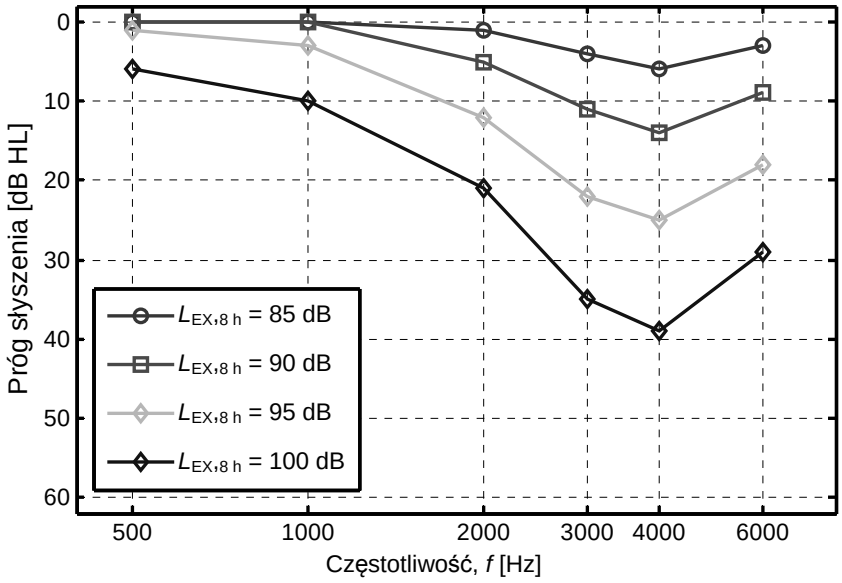
Ryc. 9. Próg słyszenia w funkcji czasu ekspozycji w latach i poziomu ekspozycji na hałas $L_{EX,8\,h}$ = 100 dBA



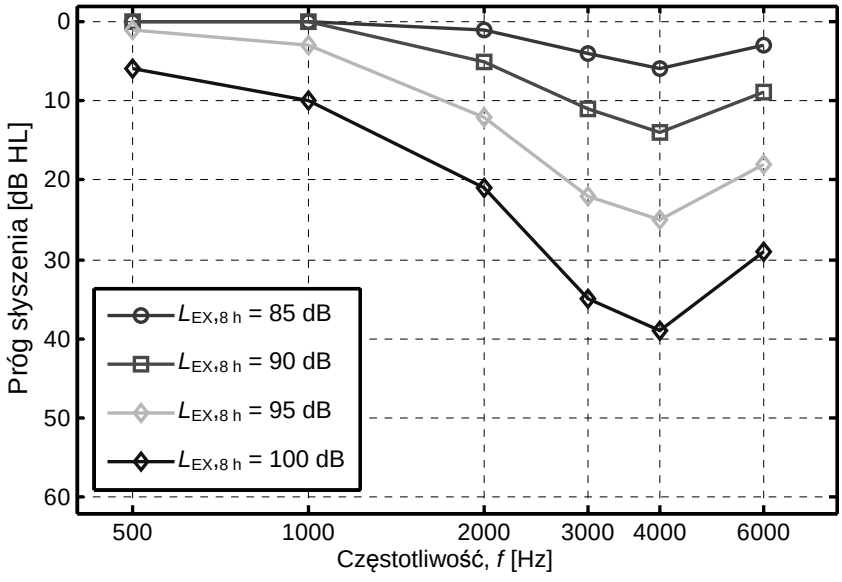
Ryc. 10. Próg słyszenia w funkcji poziomu ekspozycji na hałas dla czasu ekspozycji 10 lat



Ryc. 11. Próg słyszenia w funkcji poziomu ekspozycji na hałas dla czasu ekspozycji 20 lat



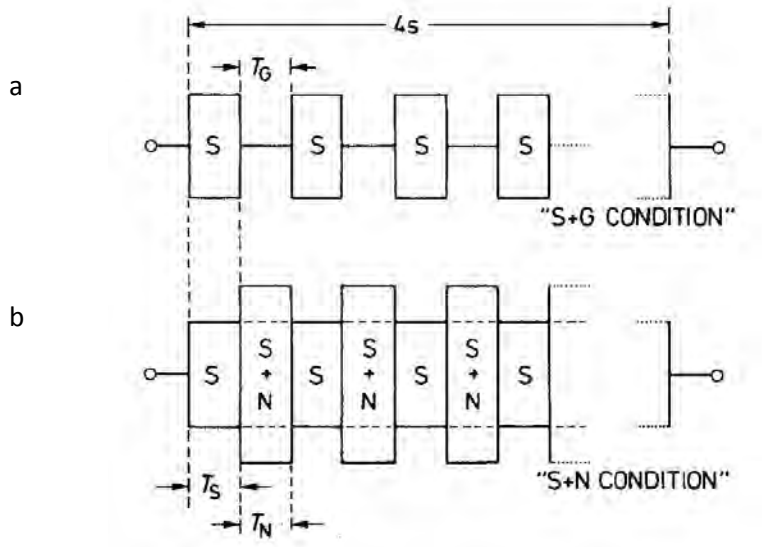
Ryc. 12. Próg słyszenia w funkcji poziomu ekspozycji na hałas dla czasu ekspozycji 30 lat



Ryc. 13. Próg słyszenia w funkcji poziomu ekspozycji na hałas dla czasu ekspozycji 40 lat

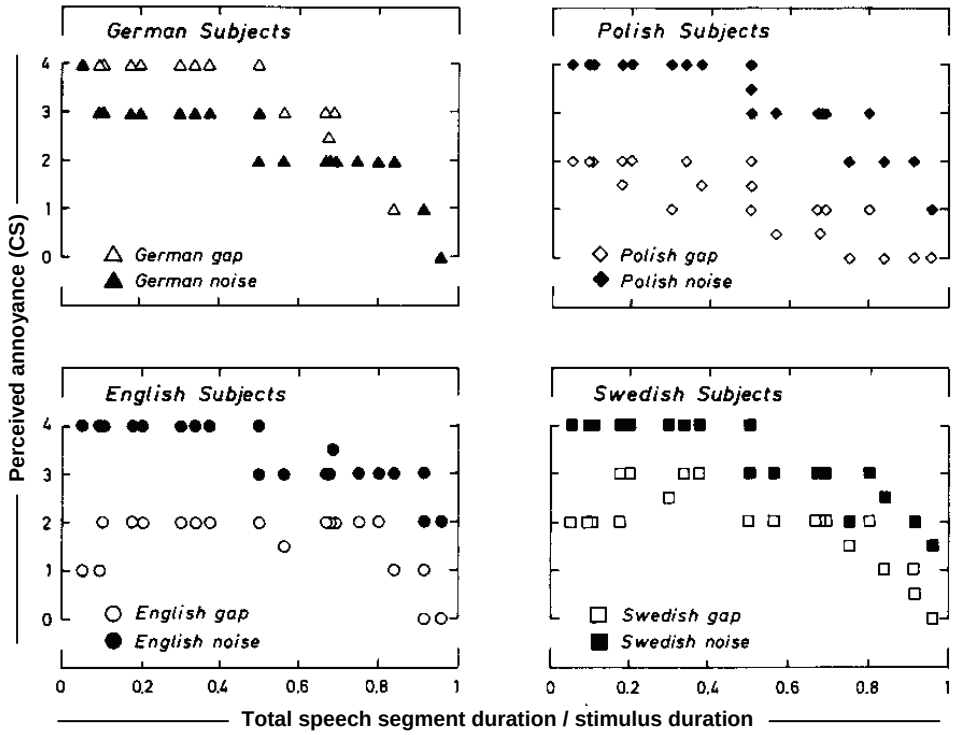
4.3. Dokuczliwość zniekształconego sygnału mowy

Zagadnieniu percepcji mowy poświęcona jest części pt. *Subiektywne metody oceny zrozumiałości mowy*. Poniżej opisano szczególny przypadek, dotyczący różnicy w percepcji mowy w ciszy i w hałasie w zależności od tego, czy dana mowa jest zrozumiała dla oceniających jej dokuczliwość, czy też nie. W celu określenia dokuczliwości sygnału mowy przeprowadzono następujący eksperyment (Preis, Terhardt, 1989). Zdanie wypowiedziane w języku niemieckim było zniekształcane na dwa sposoby. W pierwszym przypadku wycinano z tego sygnału fragmenty mowy o różnej długości, wprowadzając w ich miejsce interwały ciszy (por. ryc. 14a). W drugim przypadku miejsce wyciętych fragmentów mowy wypełniano fragmentem szumu różowego (por. ryc. 14b). Tak zniekształcone sygnały mowy prezentowano słuchaczom w dwóch niezależnych eksperymentach. Pierwszy eksperyment (Preis, Terhardt, 1989) przeprowadzono w Niemczech z udziałem słuchaczy znających język niemiecki, natomiast drugi (Berglund, Harder, Preis, 1994) w Szwecji z udziałem trzech grup słuchaczy nieznających języka niemieckiego. W każdym z tych eksperymentów pytano słuchaczy o dokuczliwość zdania wypowiedzianego w języku niemieckim i trwającego 4 s, zniekształconego na dwa opisane powyżej sposoby. Słuchacze oceniali dokuczliwość na pięciostopniowej numerycznej skali dokuczliwości (od 0 do 4).



Ryc. 14. Sygnał mowy z wyciętymi fragmentami, w ich miejsce wstawiono ciszę (a) oraz szum różowy (b) (Preis, Terhardt, 1989)

Wyniki wspomnianych eksperymentów przedstawiono na rycinie 15. Zaprezentowano na niej dokuczliwość sygnałów w funkcji stosunku czasu trwania niezniekształconych fragmentów mowy do całkowitego czasu trwania sygnału mowy. Wartość 1 na osi x oznacza niezniekształcony sygnał mowy. Należy podkreślić, że wszystkie grupy słuchaczy oceniały dokuczliwość identycznych pod względem fizycznym sygnałów. Jedyna różnica pomiędzy nimi to fakt, że tylko jedna grupa rozumiała język niemiecki, a pozostałe trzy nie. Wypełnione symbole na rycinie 15 oznaczają ocenę dokuczliwości sygnału mowy zniekształconego szumem różowym, puste symbole dotyczą mowy z fragmentami ciszy.



Ryc. 15. Ocena dokuczliwości (pięciostopniowa skala od 0 do 4) w funkcji stosunku czasu trwania niezniekształconych fragmentów mowy do całkowitego czasu trwania sygnału mowy dla czterech grup słuchaczy: Niemcy, Polacy, Anglicy, Szwedzi (Preis, Terhardt, 1989; Berglund, Harder, Preis, 1994)

Na podstawie analizy otrzymanych wyników można stwierdzić, że tylko grupa słuchaczy znających język niemiecki oceniała sygnał mowy przerywany ciszą jako bardziej dokuczliwy niż sygnał mowy zniekształcony szumem różowym. Natomiast dla pozostałych grup słuchaczy mowa zniekształcona szumem była bardziej dokuczliwa niż mowa przerywana fragmentami ciszy. Wyniki tego eksperymentu zwracają uwagę na specyfikę sygnału mowy nie tylko w kontekście klasycznych eksperymentów psychoakustycznych, ale także w kontekście oceny dokuczliwości danego sygnału. Okazuje się bowiem, że ocena dokuczliwości hałasu zależy w dużej mierze od rodzaju informacji niesionej przez dany sygnał akustyczny. Nawet jeśli fizyczne charakterystyki dwóch sygnałów są identyczne, to ocena ich dokuczliwości może być różna – ze względu na to, jaka informacja jest odbierana przez oceniających dany sygnał słuchaczy.

W przypadku słuchaczy nierozumiejących języka niemieckiego badany fragment mowy traktowany jest wyłącznie jako sygnał akustyczny pozbawiony informacji semantycznej, dostępnej tylko dla słuchaczy niemieckich. Dodanie szumu różowego do sygnału, który nie niesie żadnej informacji semantycznej, jest jednoznaczny z podniesieniem jego poziomu i dlatego sygnał mowy zakłócany szumem różowym jest oceniany jako bardziej dokuczliwy. W przypadku słuchaczy niemieckich dodany szum nie przeszkadza im w rozumieniu mowy, gdyż potrafią tę mowę zrozumieć pomimo zakłócającego szumu (tłumaczy to zasada „dobrej kontynuacji" z tak zwanej psychologii Gestalt), podczas gdy przerwy ciszy zrozumienie to utrudniają. Wynika stąd większa dokuczliwość sygnału mowy z przerwami ciszy aniżeli z szumem różowym (dla słuchaczy znających język niemiecki).

5. NIESŁUCHOWE EFEKTY ODDZIAŁYWANIA HAŁASU NA ORGANIZM CZŁOWIEKA

Do niesłuchowych efektów oddziaływania hałasu należą: dokuczliwość, zaburzenie snu, poznawcze i psychomotoryczne zaburzenia związane z zadaniami wykonywanymi w hałasie oraz naczyniowe i fizjologiczne efekty. Niewątpliwie najbardziej udokumentowany rezultat oddziaływania hałasu na organizm człowieka to wywoływanie wrażenia dokuczliwości zarówno na poziomie reakcji indywidualnych osób, jak i reakcji społecznych. W tym opracowaniu ograniczymy się wyłącznie do przedstawienia wyników dotyczących badania społecznej reakcji na wywoływanie odczucia dokuczliwości poprzez hałas środowiskowy.

5.1. Dokuczliwość hałasu – społeczna reakcja na hałas środowiskowy

Wyniki oceny dokuczliwości hałasu zwykle przeprowadza się na dużej liczbie osób i mają one postać zależności pomiędzy liczbą osób (wyrażoną w procentach) odczuwających dany hałas jako „dokuczliwy" lub „skrajnie dokuczliwy" i jego „dawką", zwykle wyrażaną poprzez wskaźnik oceny hałasu L_{dn} w USA lub L_{DEN} w Europie (w Polsce L_{DWN}). W latach 70. obowiązywała jedna zależność pomiędzy dokuczliwością a wskaźnikiem oceny hałasu – wspólna dla wszystkich rodzajów źródeł hałasu.

Pojawiły się jednak opinie, że na przykład hałas lotniczy o poziomie równym L_{dn} = 55 dBA wywołuje takie samo odczucie dokuczliwości, jak hałas drogowy o poziomie L_{dn} = 65 dBA. Dla wyższych poziomów hałasu otrzymuje się jeszcze większe różnice, na przykład hałas lotniczy o poziomie 65 dBA wywołuje takie samo odczucie dokuczliwości, jak hałas drogowy o poziomie 78 dBA (różnica 13 dB!). Z tego powodu obecnie stosuje się różne zależności oceny dokuczliwości (oceny „dokuczliwy" lub „skrajnie dokuczliwy") w funkcji poziomu hałasu dla różnych źródeł hałasu (Miedema, Vos, 2004).

Aktualnie obowiązujące w Europie oraz w Polsce krzywe „narażenie–reakcja" tworzone są na podstawie standardowej metody oceny dokuczliwości hałasu (ISO, 15666), dostępnej również w wersji polskiej (Preis i in., 2003), którą można zastosować zarówno do werbalnej, jak i liczbowej oceny dokuczliwości hałasu. Opierając się na tej metodzie, można wyznaczyć procent ludzi odczuwających hałas jako skrajnie dokuczliwy.

Ocena dokuczliwości hałasu na skali werbalnej polega na odpowiedzi na następujące pytanie:

> Myśląc o ostatnich [12 miesiącach lub podobnym okresie], kiedy był(a) Pan/Pani w domu, proszę odpowiedzieć, jak bardzo hałas z [nazwa źródła] przeszkadzał, irytował, dokuczał Panu/Pani: **skrajnie, bardzo, średnio, mało, wcale**?

Z kolei ocena dokuczliwości hałasu na skali liczbowej wymaga odpowiedzi na pytanie:

> Prezentuję Panu/Pani skalę liczbową od 0 do 10 dla wyrażenia opinii jak bardzo [źródło hałasu] hałas przeszkadza, irytuje lub dokucza, gdy jest Pan/Pani w domu. Jeśli nie dokucza Pani/Panu hałas, proszę wybrać **0**, jeśli dokucza ekstremalnie, proszę wybrać **10**, jeśli dokucza w sposób „pomiędzy", proszę wybrać **liczbę pomiędzy 0 i 10**. Myśląc o ostatnich [12 miesiącach lub podobnym okresie], jaka liczba od 0 do 10 najlepiej opisuje, jak bardzo przeszkadzający, irytujący, dokuczliwy był hałas pochodzący od [nazwa źródła hałasu]?

5.2. Zależność przedstawiająca procent osób odczuwających dany hałas jako „skrajnie dokuczliwy" lub jako „dokuczliwy" w funkcji dawki hałasu – L_{DWN} dla różnych źródeł hałasu

Analizie poddano obowiązujące w Europie krzywe przedstawiające procent osób odczuwających dany hałas jako „skrajnie dokuczliwy" lub „dokuczliwy" w funkcji dawki hałasu opisanej przez średnioroczny wskaźnik oceny hałasu (L_{DWN}) dla różnych źródeł hałasu. Zgodnie z zaleceniami grupy ekspertów WHO krzywe te powinny stanowić podstawę do oceny skutków oddziaływania hałasu na organizm ludzki.

Hałas drogowy

Zależność „narażenie–reakcja" dla odsetka ludzi uskarżających się na „dokuczliwość" (%A) dla hałasu drogowego (50% – punkt na skali dokuczliwości) można opisać za pomocą następującej formuły:

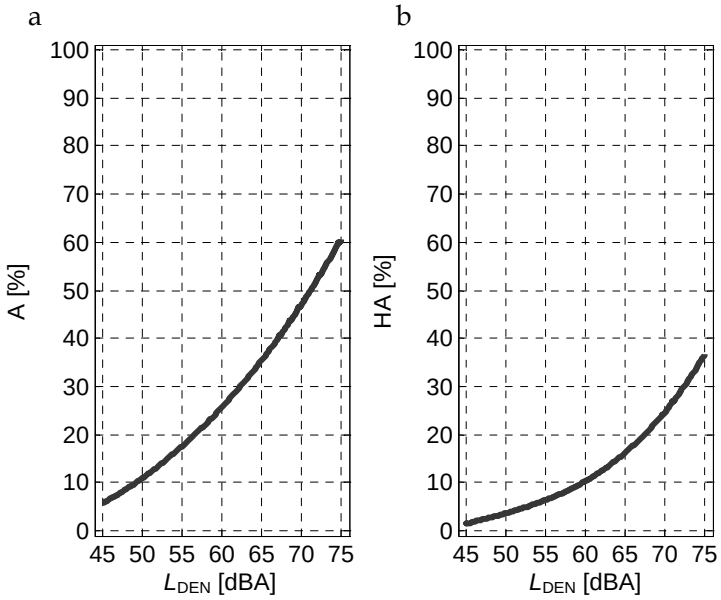
$$\%A = 1{,}795 \cdot 10^{-4} \cdot \left(L_{DWN} - 37\right)^3 + 2{,}110 \cdot 10^{-2} \cdot \left(L_{DWN} - 37\right)^2 + \\ + 0{,}5353 \cdot \left(L_{DWN} - 37\right) \tag{12}$$

Natomiast zależność „narażenie–reakcja" dla odsetka ludzi uskarżających się na „skrajną dokuczliwość" (%HA) dla hałasu drogowego (72% – punkt na skali dokuczliwości) można opisać za pomocą poniższej formuły:

$$\%HA = 9{,}868 \cdot 10^{-4} \cdot \left(L_{DWN} - 42\right)^3 - 1{,}436 \cdot 10^{-2} \cdot \left(L_{DWN} - 42\right)^2 + \\ + 0{,}5118 \cdot \left(L_{DWN} - 42\right) \tag{13}$$

Korzystając ze wzorów 12 i 13, wyznaczono zależności wielkości %A oraz %HA w funkcji L_{DEN} (ryc. 16).

Przedstawione na rycinie 16 zależności są uśrednione i nie uwzględniają takich efektów, jak: przerywany potok pojazdów (powoduje przesunięcie skali o 3 dB) czy ciche nawierzchnie (może obniżyć wrażenie dokuczliwości).



Ryc. 16. Zależność „narażenie–reakcja" dla odsetka ludzi odczuwających hałas drogowy jako dokuczliwy (A) – kolumna (a) oraz dla odsetka ludzi odczuwających hałas drogowy jako skrajnie dokuczliwy (HA) – kolumna (b) (European Commission Working Group…, 2002)

Hałas kolejowy

Na podobnej zasadzie wyznaczono zależności „narażenie–reakcja" dla odsetka ludzi uskarżających się na „dokuczliwość" (%A) i na „skrajna dokuczliwość" (%HA) dla hałasu kolejowego. Odpowiednie formuły mają następującą postać:

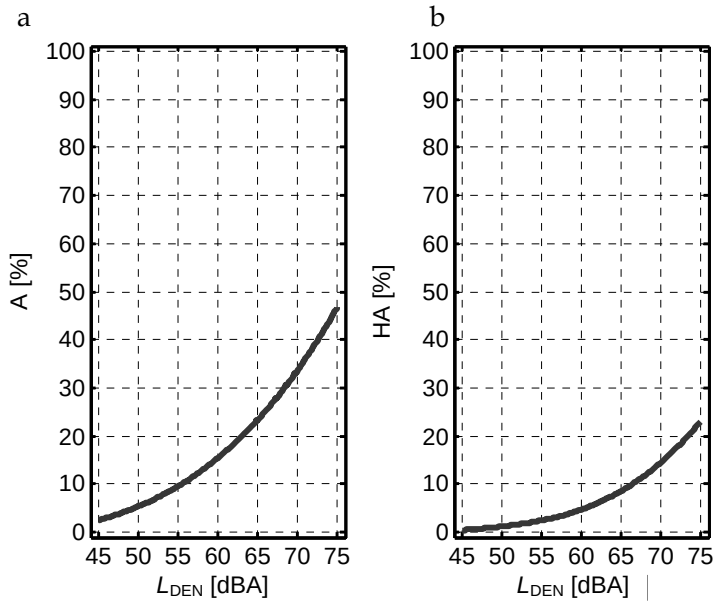
$$\%\mathrm{A} = 4{,}538 \cdot 10^{-4} \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 37\right)^3 + 9{,}482 \cdot 10^{-3} \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 37\right)^2 + \\ + 0{,}2129 \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 37\right) \tag{14}$$

oraz

$$\%\mathrm{HA} = 7{,}239 \cdot 10^{-4} \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 42\right)^3 - 7{,}851 \cdot 10^{-3} \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 42\right)^2 + \\ + 0{,}1695 \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 42\right). \tag{15}$$

Wyznaczone zależności „narażenie–reakcja" dla hałasu kolejowego przedstawiono na rycinie 17. Podobnie jak wcześniej zależności te są uśrednione i nie uwzględniają takich efektów, jak: bliskość torów (relacja może

być przesunięta o +5 dB), duża prędkość (podobnie relacja może być przesunięta), obecność wibracji i dodatkowych niskich częstotliwości (mogą zwiększyć dokuczliwość), obecność pisków występujących czasami na zakrętach (również mogą zwiększyć dokuczliwość).



Ryc. 17. Zależność „narażenie–reakcja" dla odsetka ludzi odczuwających hałas kolejowy jako dokuczliwy (A) – kolumna (a) oraz dla odsetka ludzi odczuwających hałas kolejowy jako skrajnie dokuczliwy (HA) – kolumna (b) (European Commission Working Group…, 2002)

Hałas lotniczy

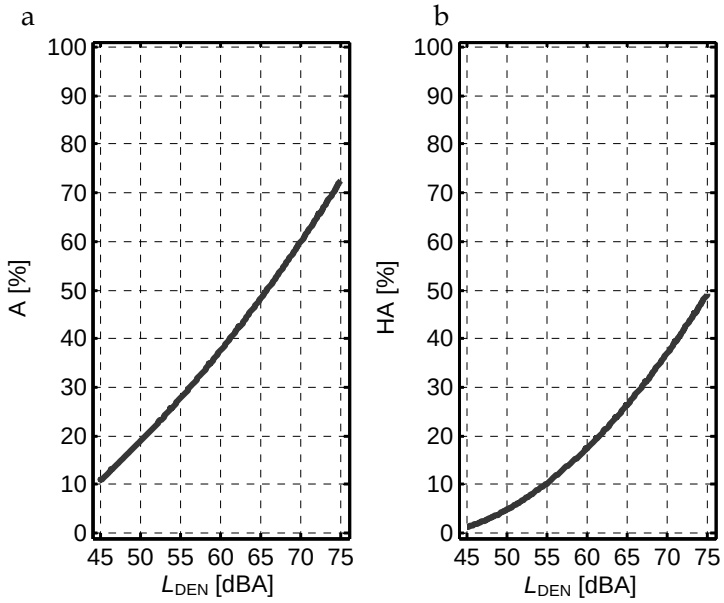
Zależności „narażenie–reakcja" dla odsetka ludzi uskarżających się na „dokuczliwość" (%A) i na „skrajną dokuczliwość" (%HA) dla hałasu lotniczego mają postać:

$$\%\mathrm{A} = 8{,}588 \cdot 10^{-6} \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 37\right)^3 + 1{,}777 \cdot 10^{-2} \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 37\right)^2 + \\ + 1{,}221 \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 37\right) \tag{16}$$

oraz

$$\%\mathrm{HA} = -9{,}199 \cdot 10^{-5} \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 42\right)^3 + 3{,}932 \cdot 10^{-2} \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 42\right)^2 + \\ + 0{,}2939 \cdot \left(L_{\mathrm{DWN}} - 42\right) \tag{17}$$

Na rycinie 18 przedstawiono zależności dokuczliwości dla hałasu lotniczego wyznaczonego z wykorzystaniem wzorów 16 i 17.



Ryc. 18. Zależność „narażenie–reakcja" dla odsetka ludzi odczuwających hałas lotniczy jako dokuczliwy (A) – kolumna (a) oraz dla odsetka ludzi odczuwających hałas lotniczy jako skrajnie dokuczliwy (HA) – kolumna (b) (European Commission Working Group…, 2002)

5.3. Zakłócenie snu

Jak wiadomo, hałas zakłóca sen i w tym sensie może być przyczyną wielu chorób. Ponieważ śpimy głównie w nocy, relacje pomiędzy hałasem, jakością snu i zdrowiem są szczegółowo dyskutowane w wytycznych WHO (2009).

Istnieje wiele metod badania wpływu hałasu na zakłócenie snu. Między innymi wpływ ten można badać, podobnie jak dokuczliwość, za pomocą ankiet, na podstawie tak zwanej **własnej oceny zaburzeń snu**. Podobnie jak w przypadku dokuczliwości istnieją zależności pomiędzy procentem ludzi, którym hałas „skrajnie zakłóca sen" (%HSD) oraz „zakłóca sen" (%SD). Zależności te są przedstawione dla różnych źródeł hałasu osobno i mają następującą postać:

Hałas drogowy

$$\%\mathrm{HSD} = 20{,}8 - 1{,}05 \cdot L_N + 0{,}01486 \cdot (L_N)^2 \tag{18}$$

$$\%\mathrm{SD} = 13{,}8 - 0{,}85 \cdot L_N + 0{,}0167 \cdot (L_N)^2 \tag{19}$$

Hałas kolejowy

$$\%\mathrm{HSD} = 11{,}3 - 0{,}55 \cdot L_N + 0{,}00759 \cdot (L_N)^2 \tag{20}$$

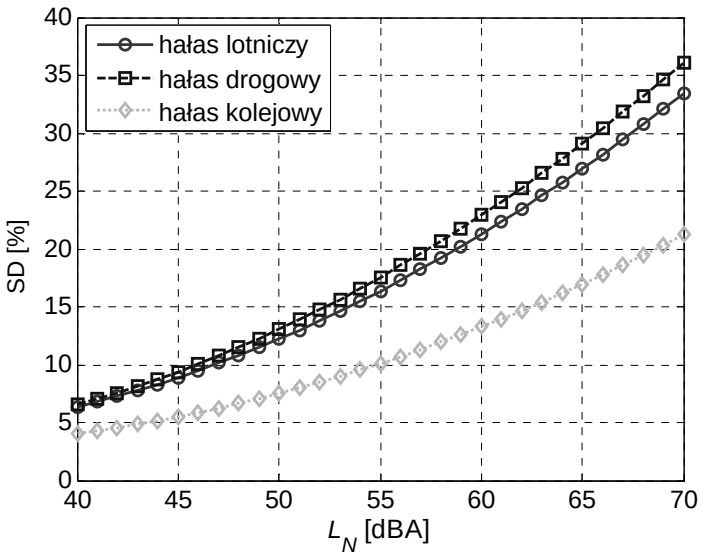
$$\%\mathrm{SD} = 12{,}5 - 0{,}66 \cdot L_N + 0{,}01121 \cdot (L_N)^2 \tag{21}$$

Hałas lotniczy

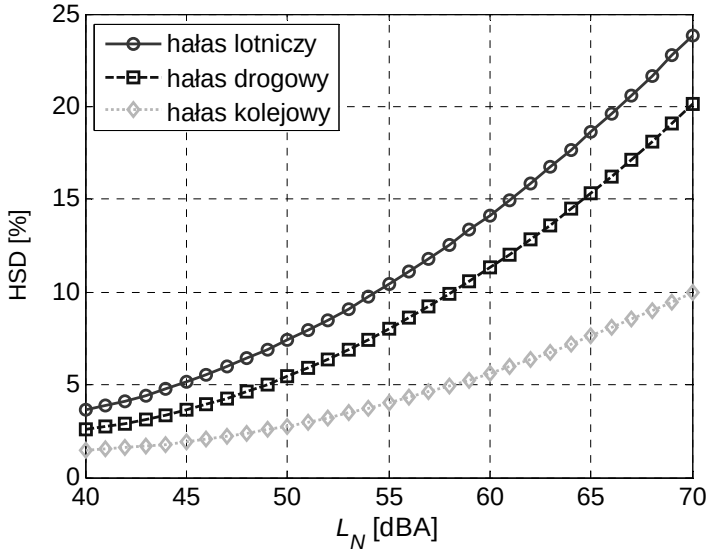
$$\%\mathrm{HSD} = 18{,}147 - 0{,}956 \cdot L_N + 0{,}01482 \cdot (L_N)^2 \tag{22}$$

$$\%\mathrm{SD} = 13{,}714 - 0{,}807 \cdot L_N + 0{,}01555 \cdot (L_N)^2 \tag{23}$$

Korzystając z tych zależności, wyznaczono zmiany wielkości %HSD oraz %SD w funkcji L_N dla poszczególnych źródeł hałasu (ryc. 19, 20).



Ryc. 19. Procent ludzi, którym hałas „przeszkadza podczas snu" w funkcji wskaźnika oceny hałasu dla pory nocnej L_N, mierzonego na zewnątrz, przed fasadą budynku, dla różnych rodzajów hałasu (WHO, 2009)



Ryc. 20. Procent ludzi, którym hałas „skrajnie przeszkadza podczas snu" w funkcji wskaźnika oceny hałasu dla pory nocnej L_N, mierzonego na zewnątrz, przed fasadą budynku, dla różnych rodzajów hałasu (WHO, 2009)

Inną subiektywną miarą zaburzenia snu może być **liczba przebudzeń**. Według WHO (2009) istnieje relacja pomiędzy raportowaną liczbą przebudzeń a poziomem ekspozycji hałasu (L_{AE}) mierzonym wewnątrz pomieszczenia, w którym śpią ludzie. Procent przebudzeń spowodowanych hałasem (%P) jest przedstawiany za pomocą następującej zależności:

$$\%\mathrm{P} = -0{,}564 + 1{,}909 \cdot 10^{-4} \cdot \left(L_{\mathrm{AE}}^{\mathrm{wp}}\right)^2 \tag{24}$$

gdzie:

$L_{\mathrm{AE}}^{\mathrm{wp}}$ – poziom ekspozycji hałasu mierzony wewnątrz pomieszczenia.

Zakłócenia snu możemy również mierzyć metodami obiektywnymi. Najczęściej do tego celu wykorzystuje się tak zwane badanie EEG. Za pomocą elektroencefalografu można zmierzyć zmiany wzorca fal mózgowych, które odpowiadają za zmiany faz snu, jak również za **liczbę przebudzeń** (jako „przebudzenie" klasyfikuje się aktywację EEG trwającą co najmniej 15 s). Jeśli przebudzenia rejestrujemy za pomocą EEG, to dla 8 godz. snu, który nie jest zakłócany hałasem, rejestruje się 24 spontaniczne przebudzenia. W sumie daje to łącznie 8760 spontanicznych przebudzeń na rok. W tabeli 2 przedstawiono, jak wzrasta dodatkowa liczba przebudzeń na rok, jeśli bę-

dziemy odpowiednio zwiększać poziom hałasu w porze nocnej oraz jakich innych efektów biologicznych powinniśmy oczekiwać u populacji narażonej na tego typu hałas.

Tabela 2. Efekty zdrowotne związane z zakłóceniem snu w funkcji poziomu hałasu w porze nocnej, mierzonego na zewnątrz

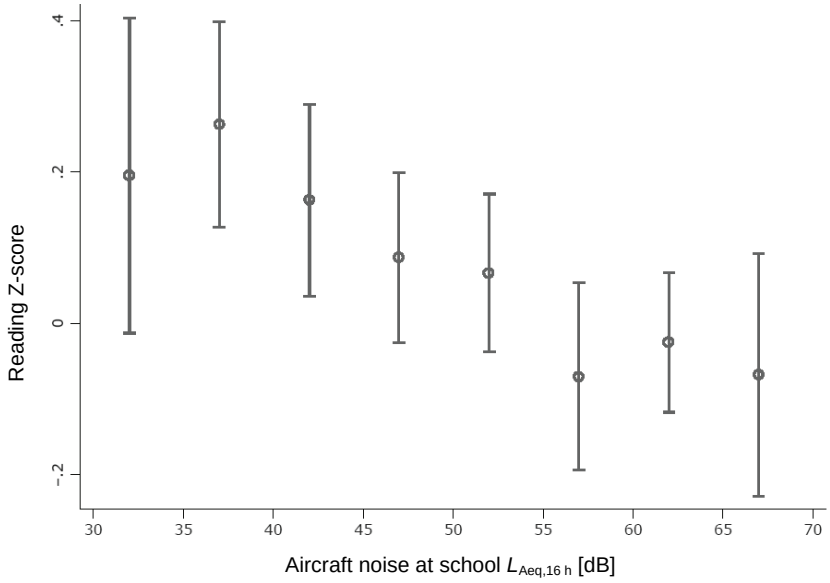
L_N na zewnątrz [dBA]	Efekt zdrowotny
< 30	brak biologicznych efektów, mniej niż 3 dodatkowe przebudzenia w ciągu roku
30–40	ruchy ciała, przebudzenia, pobudzenie, spontaniczna skarga na zakłócenie snu, od 3 do 14 dodatkowych przebudzeń w ciągu roku
40–55	negatywne efekty obserwowane u eksponowanej na taki hałas populacji osób, od 14 do 275 dodatkowych przebudzeń w ciągu roku
> 55	sytuacja staje się groźna dla ludzi narażonych na taki hałas, pojawia się ryzyko choroby naczyniowej, więcej niż 275 dodatkowych przebudzeń w ciągu roku

Podobnie jak w przypadku oceny dokuczliwości hałasu również w przypadku zakłóceń snu ważny jest nie tylko poziom hałasu, ale również liczba wydarzeń akustycznych występujących w czasie snu. Ten sam poziom hałasu 55 dBA może wywołać roczną liczbę przebudzeń 106 (przy 20 wydarzeniach akustycznych na dobę), jak również liczbę 375 (przy 100 wydarzeniach akustycznych na dobę). Dodatkowe efekty, które występują, gdy poziom hałasu w nocy przekracza 40 dBA, są następujące: wzrost średniej liczby ruchów ciała podczas snu, narzekania na zakłócenia snu oraz zażywanie tabletek nasennych.

5.4. Poznawcze i psychomotoryczne zadania wykonywane w hałasie

Istnieje wiele badań, przeprowadzonych przede wszystkim w laboratoriach, które wskazują, że hałas może mieć wpływ na wykonywanie różnych poznawczych i psychomotorycznych zadań (Stansfeld, Matheson, 2003). Wyniki tych badań są jednak niejednoznaczne – efekt może być negatywny, pozytywny bądź neutralny (Kryter, 1994). Pierwsze przekonywujące rezultaty pokazujące, że hałas lotniczy pogarsza zrozumienie czytanego tekstu u dzieci uczących się w szkole, otrzymano w ramach europejskiego projektu

RANACH. Autorzy tych badań (Hygge, Evans, Bullinger, 2002) przedstawili zależność mówiącą, jak zmienia się wartość *z* (wynik standardowego testu z czytania u dzieci) w funkcji średniego poziomu hałasu lotniczego mierzonego na zewnątrz szkoły w porze dziennej ($L_{\mathrm{Aeq,16\ h}}$) (ryc. 21). Z ryciny tej wynika, iż ze wzrostem poziomu hałasu wartość wskaźnika *z* maleje, co oznacza, że zrozumienie czytanego przez dzieci tekstu również spada.



Ryc. 21. Związek między wynikiem testu *z* czytania u dzieci w wieku szkolnym a uśrednionym poziomem hałasu lotniczego mierzonym na zewnątrz szkoły (Hygge, Evans, Bullinger, 2002)

5.5. Naczyniowe i fizjologiczne efekty

Istnieją co najmniej cztery fakty, które uwiarygodniają hipotezę o wpływie długotrwałej ekspozycji hałasu na układ sercowo-naczyniowy. Są to (*Good practice guide on noise exposure*…, 2010):

1) narażenie na wysoki, krótkotrwały hałas wpływa na układ współczulny i układ hormonalny, prowadząc do niespecyficznych reakcji fizjologicznych (obejmujących np.: tętno, ciśnienie krwi, skurcz naczyń, tj. zwężenie naczyń krwionośnych, hormony stresu, EKG),

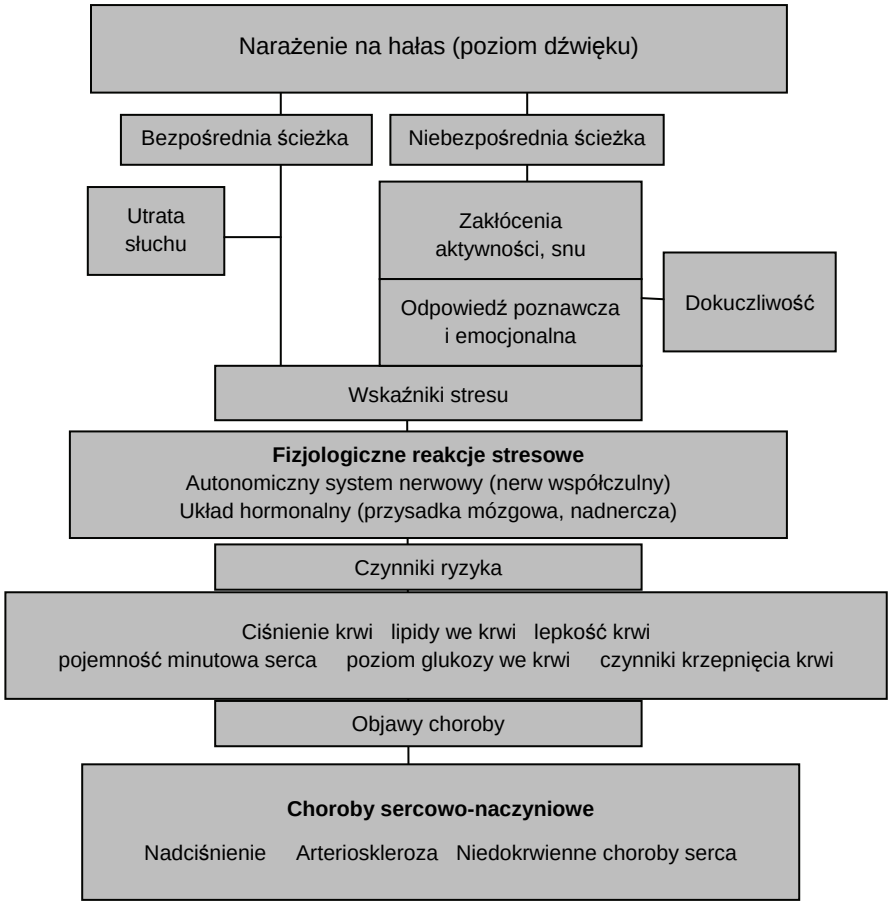
2) chwilowe reakcje autonomiczne spowodowane hałasem nie występują tylko na jawie, ale także u śpiących osób, nawet gdy nie występuje przebu-

dzenie EEG; po kilku nocach następuje subiektywne przyzwyczajenie się do tej sytuacji,

3) z badań nad zwierzętami wynika, że długotrwałe narażenie na wysoki poziom hałasu prowadzi do zaburzeń zdrowia, w tym nadciśnienia tętniczego i „starzenia się serca",

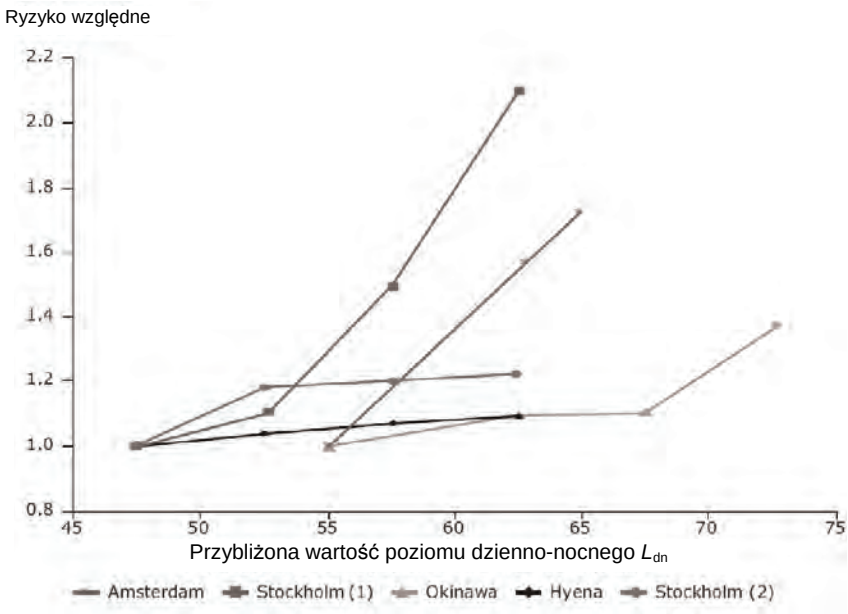
4) badania epidemiologiczne wskazują, że pracownicy pracujący w warunkach dużego hałasu narażeni są na większe ryzyko nadciśnienia tętniczego i zawału mięśnia sercowego niż pracujący w warunkach względnej ciszy.

Na rycinie 22 przedstawiono, do jakich skutków zdrowotnych może prowadzić długotrwałe narażenie na hałas. Skutki zdrowotne czasami mogą być wywołane przez mechanizm stresu.



Ryc. 22. Uproszczony schemat reakcji ludzi na oddziaływanie hałasu (Babisch, 2002)

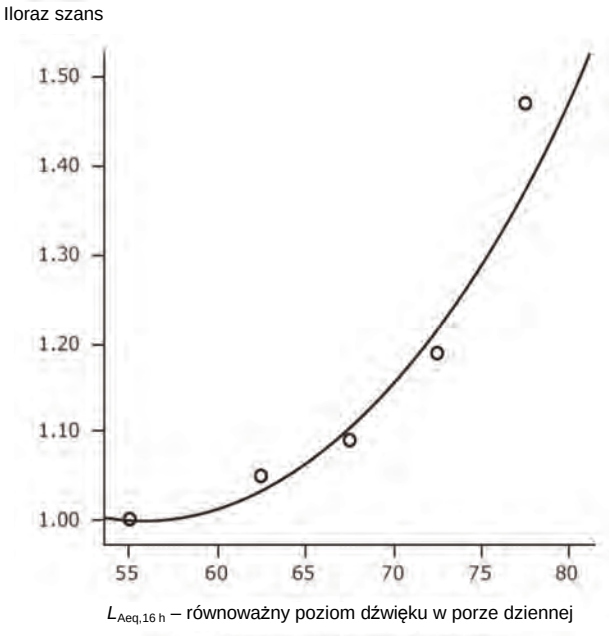
W zasadzie tylko w przypadku dwóch chorób, to jest **nadciśnienia** i **niedokrwiennej choroby serca** znaleziono istotne statystycznie zależności między poziomem hałasu a ryzykiem wystąpienia choroby. Na rycinie 23 zaprezentowano relatywne ryzyko pojawienia się nadciśnienia w przypadku ekspozycji na długotrwały hałas (wyniki przedstawiono na podstawie analizy pięciu prac dotyczących hałasu lotniczego). Jako poziom referencyjny, przy którym nie ma ryzyka wystąpienie nadciśnienie lub niedokrwiennej choroby serca (ryzyko względne = 1), przyjmuje się $L_{DWN} \leq 50$ dBA lub $L_{DWN} \leq 55$ dBA przy założeniu, że $L_{dn} = L_{DWN}$. Przy takim założeniu odpowiednie względne ryzyko wystąpienia nadciśnienia dla ludzi, którzy mieszkają tam, gdzie L_{DWN} wynosi pomiędzy 55 a 60 dBA i pomiędzy 60 i 65 dBA, będzie zbliżone odpowiednio do 1,13 i 1,20 lub 1,06 i 1,13 (Babisch, van Kamp, 2009).



Ryc. 23. Względne ryzyko pojawienia się nadciśnienia w zależności od wartości poziomu hałasu dzienno-nocnego L_{dn} [dBA]

Podobnie w przypadku niedokrwiennej choroby serca, rezultaty pokazujące względne ryzyko (iloraz szans) wystąpienia zawału mięśnia sercowego oparto na pięciu pracach, tym razem dotyczących hałasu drogowego. Poziom hałasu określono za pomocą wartości $L_{Aeq,16\ h}$ (dla miejskiego ruchu drogowego wartość ta odpowiada w przybliżeniu wartości L_{DWN} po-

mniejszonej o 2 dB). W przypadku niedokrwiennej choroby serca wartość $L_{DWN} \leq 60$ dBA jest uważana za próg odniesienia (ryzyko względne = 1), dla tej wartości ryzyko choroby serca nie występuje (*Good practice guide on noise exposure…*, 2010).



Ryc. 24. Iloraz szans (miara względnego ryzyka) wystąpienia zawału mięśnia sercowego w funkcji równoważnego poziomu dźwięku *A* dla pory dziennej $L_{Aeq,16\,h}$ [dBA]

6. SPOŁECZNE I SOCJOLOGICZNE CZYNNIKI

Istnieją grupy ludzi, które powinny być specjalnie chronione przed działaniem hałasu, w szczególności hałasu lotniczego w nocy. Te grupy to: **dzieci**, **ludzie cierpiący na chroniczne choroby** oraz **ludzie starsi**. **Dzieci** na przykład mają wyższy od dorosłych próg poziomu hałasu, przy którym następują przebudzenia, ale w przypadku innych efektów dzieci są bardziej czułe niż dorośli. Ponadto dzieci dłużej śpią i z tego powodu są w większym stopniu narażone na hałas w porze nocnej niż dorośli. Z kolei struktura snu **ludzi starszych** jest z definicji bardziej „poszatkowana". W związku z tym są oni bardziej podatni na zakłócenie snu niż ludzie młodsi. **Podobną strukturę snu mają kobiety w ciąży oraz ludzie chorzy przewlekle**. Stanowią więc także grupę ryzyka.

Wartości progowe pojawienia się negatywnych efektów oddziaływania hałasu na organizm ludzki

W tabeli 3 przedstawiono progowe wartości poziomu hałasu (określone wskaźnikami L_{DWN}, L_{max} lub L_{AE}), powyżej których pojawiają się negatywne efekty oddziaływania hałasu na organizm ludzki.

Tabela 3. Wpływ hałasu na zdrowie wystarczająco dobrze udokumentowany

Efekt	Wymiar	Wskaźnik oceny hałasu*	Próg** [dBA]	Przedział czasu
Dokuczliwość, uciążliwość	psychospołeczny, jakość życia	L_{DWN}	42	długotrwały
Własna ocena zaburzeń snu	jakość życia, brak efektów somatycznych	L_N	42	długotrwały
Uczenia się, pamięć	wydajność	L_{Aeq}	50	chwilowy, długotrwały
Hormony stresu	wskaźnik stresu	L_{max}	brak danych	chwilowy, długotrwały
Sen (polisomnografia)	podniecenie, ruchliwość, jakość snu	L_{max} wewnątrz	32	chwilowy, długotrwały
Odnotowane przebudzenia	sen	L_{AE} wewnątrz	53	chwilowy
Własna ocena stanu zdrowia	dobrostan, zdrowie kliniczne	L_{DWN}	50	długotrwały
Nadciśnienie	fizjologia zdrowia somatycznego	L_{DWN}	50	długotrwały
Niedokrwienne choroby serca	zdrowie w sensie braku objawów klinicznych	L_{DWN}	60	długotrwały

* L_{DWN} i L_N są definiowane jako poziomy zewnętrznego narażenia (na zewnątrz pomieszczeń), L_{max} może być wyznaczany zarówno wewnątrz, jak i na zewnątrz.

** Poziom, powyżej którego efekty zaczynają występować lub zaczynają rosnąć powyżej normalnego tła.

Źródło: *Good practice guide on noise exposure…*, 2010

Przedstawione w tabeli 3 wartości (kolumna 4) powinny decydować o dopuszczalnych wartościach poziomu hałasu obowiązujących wskaźników oceny hałasu. Przekroczenie tych wartości progowych poziomu hałasu stanowi początek problemów zdrowotnych człowieka narażonego na dzia-

łanie hałasu. Rozwaga ludzi decydujących o dopuszczalnych wartościach poziomu hałasu może te problemy w zdecydowanym stopniu ograniczyć. Z kolei powszechna wiedza ludzi o potencjalnych zagrożeniach zdrowotnych może zaktywizować społeczności ludzkie do domagania się swoich praw do życia w zdrowiu, bez narażania na problemy zdrowotne spowodowane hałasem.

Bibliografia

Babisch W., 2002, *The noise/stress concept, risk assessment and research needs*, Noise Health, 4(16), s. 1–11.

Babisch W., van Kamp I., (2009), *Exposure-response relationship of the association between aircraft noise and the risk of hypertension*, Noise Health, 11(44), s. 149–156.

Berglund B., Harder K., Preis A., 1994, *Annoyance perception of sound and information extraction*, J. Acoust. Soc. Am., 95, s. 1501–1509.

Dyrektywa 2002/49/WE Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 25 czerwca 2002 r. odnosząca się do oceny i zarządzania poziomem hałasu w środowisku, Dziennik Urzędowy Wspólnot Europejskich, L 189, 12–25, <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2002:189:0012:0025:EN:PDF>, [dostęp: styczeń 2008].

European Commission Working Group on Dose-Effect Relations, 2002, *Position paper on dose response relationships between transportation noise and annoyance*, Urząd Publikacji Unii Europejskiej, Luksemburg, <http://ec.europa.eu/environment/noise/pdf/noise_expert_network.pdf>, [dostęp: styczeń 2007].

Fastl H., Zwicker E., 2007, *Psychoacoustics: Facts and Models*, Springer Verlag, Berlin.

Goldstein E.B., 2007, *Sensation and perception*, Wadsworth, Cengage Learning, Australia, United States.

Good practice guide on noise exposure and potential health effects, 2010, European Environment Agency Technical Report, 11.

Guski R., Felscher-Suhr U., Schuemer R., 1999, *The concept of noise annoyance: how international experts see it*, J. of Sound and Vibration, 223(4), s. 513–527.

Hygge S., Evans G.W., Bullinger M., 2002, *A prospective study of some effects of aircraft noise on cognitive performance in school children*, Psychol. Sci., 13, s. 469–474.

ISO, 1990 Acoustics – Determination of occupational noise exposure and estimation of noise induced hearing impairment. International Standard ISO 1999, International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland.

Kryter K.D., 1994, *The handbook of hearing and the effects of noise*, Academic Press, San Diego.

Marquis-Favre C., Premat E., Aubree D., 2005, Noise *and its effects – a review on qualitative aspects of sounds. Part II. Noise and annoyance*, Acta Acustica, 91, s. 626–642.

Miedema H.M.E., Vos H., 2004, *Noise annoyance from stationary sources: Relationships with exposure metric day-evening-night level (DENL) and their confidence intervals*, JASA, 116(1).

Preis A., 1995, *Noise annoyance and its components*, Archives of the Center for Sensory Research, 2(2), s. 1–54.

Preis A., Kaczmarek T., Wojciechowska H., Żera J., Fields J.M., 2003, *Polish version of the standardized noise reaction questions for the community noise surveys*, International Journal of Medicine and Environmental Health, 16, s. 155–159.

Preis A., Terhardt E., 1989, *Annoyance of distortions of speech: Experiments on the influence of interruptions and random-noise impulses*, Acustica, 68, s. 263–267.

Stansfeld S.A., Matheson M.P., 2003, *Noise pollution: non-auditory effects on health*, British Medical Bulletin, 68, s. 243–257.

WHO, 2000, B. Berglund, T. Lindvall, D. Schwela (red.), *Guidelines for Community Noise*, World Health Organization, Geneva, <www.who.int/docstore.peh/noise/guidelines 2>, [dostęp: październik 2004].

WHO document Night Noise Guidelines for Europe, 2009, <http://www.euro.who.int/Document/E92845.pdf>, [dostęp: grudzień 2009].

MARIOLA ŚLIWIŃSKA-KOWALSKA

KLINICZNE I ORZECZNICZE ASPEKTY USZKODZENIA SŁUCHU PRZEZ HAŁAS

1. EPIDEMIOLOGIA

Narażenie na hałas jest drugą, po procesie starzenia się, najczęstszą przyczyną uszkodzeń słuchu, odpowiadającą, zgodnie z danymi WHO, za 16% niedosłuchów w całej populacji osób dorosłych. Rozwój uszkodzenia słuchu spowodowanego przewlekłym działaniem hałasu (najczęściej w miejscu pracy) zależy od poziomu ekspozycji, czasu (lat) jej trwania oraz wieku i płci (z wiekiem wzrasta częstość uszkodzeń słuchu, u mężczyzn uszkodzenia słuchu są większe niż u kobiet). Zmienne te uwzględnione są w modelu szacowania ryzyka (ISO, 1999).

Ocena poziomu ekspozycji, w aspekcie szacowania ryzyka wystąpienia uszkodzenia słuchu, oparta jest na pomiarze równoważnego poziomu hałasu uśrednionego dla 8-godzinnego dnia pracy (lub 40-godzinnego tygodnia pracy). Pomiar ten wykonywany jest z zastosowaniem filtra A, odpowiadającego swoją charakterystyką krzywej izofonicznej dla 40 fonów. Zgodnie z Rozporządzeniem Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 29 listopada 2002 r. wartość najwyższego dopuszczalnego natężenia (NDN) hałasu na stanowisku pracy dla 8-godzinnego zatrudnienia wynosi 85 dB(A), dla młodocianych 80 dB(A), a dla kobiet w ciąży 65 dB(A).

Najwyższe dopuszczalne natężenie (NDN) dla hałasu w Polsce wynosi 85 dB(A)

W profilaktyce uszkodzeń słuchu spowodowanych hałasem należy jednak mieć na uwadze fakt, że poziomy hałasu z zakresu 80–85 dB nie są

w pełni bezpieczne i mogą również przyczyniać się do rozwoju uszkodzenia słuchu u osób o zwiększonej podatności na hałas. Stąd dyrektywa 2003/10/EC Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 6 lutego 2003 roku zaleca podejmowanie przez pracodawcę działań profilaktycznych już przy poziomach hałasu 80 dB(A), ustalając obowiązki pracodawcy w zależności od osiągnięcia tak zwanego dolnego i górnego progu działania (tab. 1). Dolny próg działania wyznaczony został na poziomie 80 dB(A), a górny na poziomie 85 dB(A). W przypadku przekroczenia dolnego progu pracodawca zobowiązany jest udostępnić pracownikom ochronniki słuchu i poinformować ich o potencjalnym ryzyku uszkodzenia słuchu. W przypadku przekroczenia górnego progu pracodawca zobowiązany jest do wprowadzenia pełnego programu profilaktycznego. Wartość graniczna ekspozycji według uregulowań europejskich wyznaczona została na poziomie 87 dB(A). Oznacza to, że poziom natężenia dźwięku pod ochronnikiem słuchu nie może w żadnych warunkach pracy przekraczać tej wartości. Ustalenia dyrektywy unijnej dotyczącej narażenia na hałas zostały wprowadzone do uregulowań prawnych w Polsce rozporządzeniem ministra gospodarki i pracy z dnia 5 sierpnia 2005 r. W Polsce wartość graniczna ekspozycji równoważna jest wartości NDN dla hałasu i wynosi, jak wspomniano, 85 dB(A).

Tabela 1. Obowiązki pracodawcy w zależności od poziomu narażenia na hałas na stanowisku pracy

Wyznacznik ekspozycji	Obowiązki pracodawcy w przypadku przekroczeń progów działania
Dolny próg działania (*udostępnienie ochrony*)	
$L_{EX,8\,h}$ = 80 dB i p_{Cpeak} = 112 Pa (135 dB)	udostępnienie pracownikom indywidualnych ochronników słuchu
	poinformowanie pracowników lub ich przedstawicieli o ryzyku związanym z ekspozycją na hałas
	umożliwianie profilaktycznych badań audiometrycznych
Górny próg działania (*obowiązkowa ochrona*)	
$L_{EX,8\,h}$ = 85 dB i p_{Cpeak} = 140 Pa (137 dB)	przygotowanie i wdrożenie systemu ograniczenia ekspozycji na hałas
	zobligowanie pracowników do noszenia ochronników słuchu
	zapewnienie opieki lekarskiej, w tym badań audiometrycznych

Źródło: Dyrektywa 2003/10/EC Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 6 lutego 2003 r.

W przypadku gdy zatrudnienie na stanowisku pracy w narażeniu na hałas jest krótsze niż 8 godz. dziennie, do obliczeń równoważnego poziomu hałasu można posłużyć się tak zwaną regułą równej energii. Mówi ona, że skrócenie o połowę czasu ekspozycji pozwala na zwiększenie o 3 dB równoważnego poziomu hałasu z zachowaniem tej samej całkowitej energii akustycznej (tab. 2). Znajomość tej zasady pozwala na szacowanie ryzyka uszkodzeń słuchu nie tylko w odniesieniu do ekspozycji zawodowych, lecz również narażeń środowiskowych, na przykład u osób odsłuchujących muzykę przez osobiste odtwarzacze (MP3).

Tabela 2. Przykładowe limity czasu ekspozycji w zależności od równoważnego poziomu hałasu dla progów działania zgodnych z dyrektywą 2003/10/EC

Próg działania	$L_{Aeq,8\,h}$	Równoważny dopuszczalny poziom hałasu dla danego czasu ekspozycji (reguła 3 dB)
Dolny poziom działania (min.) *Udostępnienie ochrony*	80 dBA	83 dBA – 4 godz.; 86 dBA – 2 godz.; 89 dBA – 1 godz.; 92 dBA – 30 min; 95 dBA – 15 min; 98 dBA – 8 min; 101 dBA – 4 min; 104 dBA – 2 min; 107 dBA – 1 min
Górny poziom działania *Obowiązkowa ochrona*	85 dBA	88 dBA – 4 godz.; 91 dBA – 2 godz.; 94 dBA – 1 godz.; 97 dBA – 30 min; 100 dBA – 15 min; 105 dBA – 5 min; 111 dBA – 1 min
Maksymalna dopuszczalna ekspozycja	87 dBA	90 dBA – 4 godz.; 93 dBA – 2 godz.; 96 dBA – 1 godz.; 99 dBA – 30 min; 102 dBA – 15 min; 107 dBA – 5 min; 113 dBA – 1 min

2. UWARUNKOWANIA ŚRODOWISKOWE I OSOBNICZE

Indywidualna wrażliwość/podatność na uszkodzenie słuchu przez hałas jest różna. Oznacza to, że po jednakowych ekspozycjach na hałas u niektórych osób rozwinąć się może głęboki ubytek słuchu, podczas gdy u innych uszkodzenie słuchu nie występuje lub jest niewielkie. Inna definicja podatności na uszkodzenie spowodowane hałasem mówi, że ubytek słuchu u osób szczególnie wrażliwych rozwijać się może po narażeniach uznawanych za bezpieczne dla ogółu populacji.

Indywidualna podatność na działanie hałasu zależy zarówno od czynników środowiskowych, jak i osobniczych (ryc.). Do pierwszych należą między innymi: impulsowość hałasu, stosowanie przerw w pracy (efekt

ochronny), regularne stosowanie ochronników słuchu (efekt ochronny), ekspozycja na hałas pozazawodowy czy w trakcie służby wojskowej. Z innych czynników środowiskowych istotne jest narażenie w miejscu pracy na substancje chemiczne, w tym zwłaszcza rozpuszczalniki organiczne. Substancje te wykazują bowiem działanie ototoksyczne i neurotoksyczne. Do szczególnie niebezpiecznych należą: styren, toluen i *n*-heksan oraz mieszaniny różnych rozpuszczalników. Narażenia tego typu występują przykładowo w fabrykach farb i lakierów, stoczniach morskich, jachtowych czy zakładach stosujących technologię laminowania. Jako substancje lipofilne rozpuszczalniki organiczne łatwo przenikają do ośrodkowego układu nerwowego, powodując uszkodzenia komórkowe. Wykazano, że zwiększają one ryzyko uszkodzenia słuchu, a w przypadku współwystępowania z hałasem powodują efekt addytywny (sumowania obu narażeń) lub nawet synergistyczny (efekt większy niż wynikający z sumy obu narażeń). Mimo że rozpuszczalniki organiczne w stężeniach występujących aktualnie w miejscach pracy tylko w nieznacznym stopniu wpływają na przesunięcie progu słuchu w audiometrii tonalnej, to jednak znacząco pogarszają rozumienie mowy (poprzez wpływ na ośrodkową część drogi słuchowej).

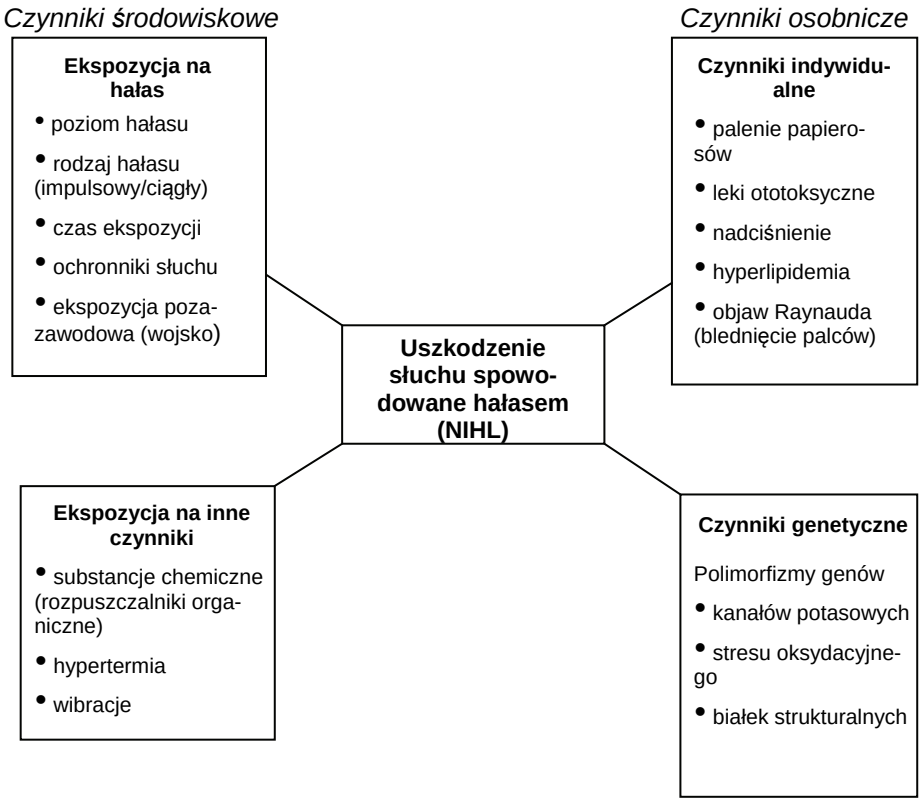
Z narażeń zawodowych dodatkowo stan słuchu może pogarszać narażenie na wibrację oraz praca w wysokiej temperaturze (hipertermia). Biorąc pod uwagę aktualną wiedzę, dyrektywa 2003/10/EC Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 6 lutego 2003 r. wskazuje na obowiązek szacowania przez pracodawcę ryzyka uszkodzenia słuchu ze względu na współwystępujące z hałasem narażenia na rozpuszczalniki organiczne i wibracje.

Do czynników osobniczych zwiększających ryzyko rozwoju uszkodzenia słuchu w pierwszej kolejności zaliczane jest palenie papierosów. Podobnie jak hałas palenie papierosów prowadzi do uszkodzenia słuchu w częstotliwościach wysokich. W przypadku łącznego działania z hałasem wykazywane jest działanie addytywne (lub nawet synergistyczne) obu szkodliwości.

Głębokość uszkodzenia słuchu związanego z narażeniem na hałas może być również zależna od stosowania leków ototoksycznych. Zaliczane są do nich niektóre antybiotyki (zwłaszcza z grupy aminoglikozydów), leki przeciwnowotworowe (np. cis-platyna), pętlowe leki moczopędne (furosemid) oraz leki przeciwmalaryczne (chinina).

Rozwojowi uszkodzenia słuchu związanemu z ekspozycją na hałas sprzyjać może hyperlipidemia oraz przewlekłe choroby metaboliczne (cukrzyca, niewydolność nerek). Wskazywano również na znaczenie pigmentacji jako czynnika ochronnego. Ponadto wykazano korelację między ekspozy-

cją na hałas a nadciśnieniem tętniczym (zwłaszcza rozkurczowym) oraz występowaniem objawu Raynauda (blednięcia palców).



Ryc. Czynniki środowiskowe i osobnicze warunkujące podatność na uszkodzenie słuchu przez hałas

Podobnie jak ma to miejsce w uszkodzeniach słuchu związanych z wiekiem niewątpliwie duże znaczenie w osobniczej podatności na rozwój uszkodzenia słuchu pod wpływem hałasu mają czynniki genetyczne. W ostatnim dziesięcioleciu przeprowadzono wiele badań asocjacyjnych wskazujących, że za zwiększoną wrażliwość na hałas mogą odpowiadać polimorfizmy wielu genów, zwłaszcza tych, które są odpowiedzialne za syntezę białek kanałów potasowych (warunkujących prawidłowy obieg jonów potasowych w uchu wewnętrznym), genów białek stresu oksydacyjnego czy genów warunkujących głuchoty monogenowe.

3. ROZPOZNANIE ZAWODOWEGO USZKODZENIA SŁUCHU

Przewlekłe narażenie na hałas o nadmiernych poziomach powoduje rozwój odbiorczego ślimakowego (czuciowo-nerwowego) uszkodzenia słuchu pogłębiającego się powoli. Upośledzenie słuchu jest symetryczne lub prawie symetryczne i dotyczy głównie wysokich częstotliwości, zwłaszcza z zakresu od 4 do 6 kHz (załamek). Często towarzyszą mu szumy uszne. Najbardziej dynamiczny okres rozwoju uszkodzenia słuchu spowodowanego hałasem przypada na pierwsze 10 lat ekspozycji zawodowej. Po tym czasie przyrost ubytku słuchu jest mniejszy, a po 20 latach ekspozycji słuch pogarsza się jedynie w stopniu wynikającym z procesu starzenia się.

Narażenie na hałas powoduje zniszczenie wrażliwych struktur ucha wewnętrznego, zwłaszcza komórek zmysłowych (komórek słuchowych zewnętrznych narządu Cortiego). W patogenezie uszkodzeń istotną rolę odgrywają procesy metaboliczne (stres oksydacyjny) oraz mikrouszkodzenia struktur ucha wewnętrznego. Po wielu latach narażenia dochodzi również do wtórnej degeneracji włókien nerwu ślimakowego (słuchowego) oraz komórek zwoju spiralnego.

W związku z wybiórczym uszkodzeniem jednego tylko typu komórek zmysłowych (komórek słuchowych zewnętrznych) i zachowaniem drugiego typu (komórek słuchowych wewnętrznych) upośledzenie słuchu nie jest bardzo głębokie czy graniczące z głuchotą. Maksymalny ubytek słuchu wynikający z narażenia na hałas zawodowy szacowany jest na około 70 dB HL.

Dla orzekania o chorobie zawodowej istotne znaczenie ma udokumentowanie głębokości uszkodzenia słuchu. Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 30 czerwca 2009 r. w sprawie chorób zawodowych (Dz.U. z 2009 r. Nr 105, poz. 869) definiuje **zawodowe uszkodzenie słuchu jako „obustronny trwały odbiorczy ubytek słuchu typu ślimakowego lub czuciowo-nerwowego spowodowany hałasem, wyrażony podwyższeniem progu słuchu o wielkości co najmniej 45 dB w uchu lepiej słyszącym, obliczony jako średnia arytmetyczna dla częstotliwości audiometrycznych 1, 2 i 3 kHz”**. Okres od ustania narażenia do rozpoznania choroby zawodowej nie może być dłuższy niż dwa lata.

Warto podkreślić, mimo że uszkodzenie słuchu związane z hałasem dotyczy przede wszystkim częstotliwości wysokich (4–6 kHz), orzecznictwo lekarskie w tej chorobie oparte jest na progach słuchu w częstotliwościach niższych (1, 2 i 3 kHz). Podyktowane jest to uwzględnianiem w orzekaniu o chorobie zawodowej wydolności społecznej słuchu, zależnej w głównej mierze od zachowania dobrego słyszenia w częstotliwościach mowy (dla języka polskiego jest to zakres częstotliwości od 0,5 do 4 kHz).

Rozpoznanie choroby zawodowej narządu słuchu upoważnia do wypłaty jednorazowego odszkodowania z tytułu uszczerbku na zdrowiu (z reguły 30%) oraz przyznania stałego świadczenia w formie $^1/_2$ kwoty emerytury lub renty chorobowej.

4. ZASADY PROFILAKTYKI

Profilaktyka medyczna ma na celu uchronienie osoby zatrudnionej w hałasie przed rozwojem uszkodzenia słuchu, a w konsekwencji przed wszystkimi dalszymi jego skutkami – zarówno zdrowotnymi (zaburzenia porozumiewania się), jak i społeczno-ekonomicznymi (poczucie izolacji akustycznej, gorsze perspektywy zarobkowania).

Opieka lekarska obejmuje badania wstępne, okresowe i końcowe (przeprowadzane w momencie kończenia zatrudnienia; Rozporządzenie Ministerstwa Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 30 maja 1996 r.). Ich zakres, jeśli chodzi o ocenę audiologiczną, jest taki sam i obejmuje badanie otolaryngologiczne oraz badanie audiometrii tonalnej w pełnym zakresie częstotliwości. W pierwszych trzech latach pracy badania kontrolne przeprowadzane są każdego rok, a następnie co trzy lata.

Do obowiązków lekarza należy między innymi monitorowanie stanu słuchu. Przydatną metodą, szeroko rozpowszechnioną w świecie, jest ocena tak zwanego znaczącego przesunięcia progu słuchu (ZPPS; *Significant Thresholds Shift*, STS; Śliwińska-Kowalska red., 2011). ZPPS stwierdzany jest, gdy średni ubytek słuchu dla częstotliwości 2, 3 i 4 kHz w aktualnym badaniu jest większy o 10 dB lub więcej w porównaniu z badaniem wyjściowym. Wystąpienie ZPPS wskazuje na niesatysfakcjonującą ochronę słuchu i konieczność weryfikacji doboru ochronników słuchu. W przypadku jego wystąpienia uzasadnione jest wnioskowanie o skrócenie terminu kolejnej oceny słuchu (zwykle słuch oceniany jest ponownie po miesiącu).

Należy podkreślić, że w działaniach profilaktycznych konieczne jest uwzględnianie postępowania niedosłuchu w częstotliwościach wysokich (powyżej 2 kHz), najbardziej wrażliwych na uszkodzenia powodowane przez hałas. Ma to zapobiec rozwojowi w późniejszym okresie niedosłuchów w częstotliwościach średnich (i w najmniejszym stopniu niskich).

Podczas kwalifikowania do pracy osób starszych ważne jest uwzględnienie procesu starzenia się (*presbyacusis*). Orzekanie o przydatności do pracy na stanowisku, na którym występuje narażenie na hałas, musi być kompromisem między naturalnym procesem postępowania niedosłuchu w wieku star-

szym a zachowaniem słuchu w stopniu wystarczającym do swobodnego porozumienia się.

Dla zapobiegania uszkodzeniom słuchu spowodowanym hałasem istotne są również inne działania profilaktyczne, do których zobligowany jest pracodawca i służby bhp zakładu pracy. Należą do nich zwłaszcza metody techniczne i organizacyjno-administracyjne ograniczania ekspozycji na hałas oraz stosowanie ochronników słuchu.

5. ZASADY PROTEZOWANIA

Zasady protezowania słuchu są podobne dla wszystkich czuciowo-nerwowych uszkodzeń słuchu, niezależnie od ich przyczyny. Optymalną, uznaną powszechnie metodą oceny stanu słuchu w tym aspekcie jest skala niepełnosprawności słuchowej według WHO (tab. 3).

Zgodnie z wytycznymi WHO u osób dorosłych protezowanie słuchu za pomocą aparatu słuchowego z reguły jest wymagane, gdy niedosłuch w uchu lepiej słyszącym przekracza 40 dB średnio dla częstotliwości 0,5, 1, 2 i 4 kHz (określony jako drugi i wyższe stopnie niepełnosprawności słuchowej). Dla dzieci WHO zaleca protezowanie słuchu już wtedy, gdy średni ubytek w tych częstotliwościach przekracza 30 dB (<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/en/>). Stopnie niepełnosprawności według WHO uwzględnione zostały w aktualnym rozporządzeniu ministra zdrowia z dnia 6 grudnia 2013 r., określającym zasady dofinansowania zakupu aparatów słuchowych ze środków budżetowych.

Tabela 3. Ocena stanu słuchu u dorosłych według skali WHO

Stopień uszkodzenia słuchu*	Wynik badania audiometrycznego (wartość ISO)**	Wpływ na czynność słuchu	Zalecenia
0 – brak	25 dB lub lepiej (lepsze ucho)	brak lub bardzo małe problemy ze słuchem, pełne słyszenie szeptu	–
1 – mały	26–40 dB (lepsze ucho)	możliwość słyszenia i powtarzania słów mówionych normalnym głosem z odległości 1 m	porada audiologiczna: możliwa potrzeba aparatu słuchowego
2 – umiarkowany	41–60 dB (lepsze ucho)	możliwość słyszenia i powtarzania słów mówionych podniesionym głosem z odległości 1 m	zwykle aparat słuchowy jest rekomendowany

Stopień uszkodzenia słuchu*	Wynik badania audiometrycznego (wartość ISO)**	Wpływ na czynność słuchu	Zalecenia
3 – duży	61–80 dB (lepsze ucho)	możliwość słyszenia niektórych słów wypowiadanych krzykiem do ucha lepszego	aparat słuchowy jest konieczny, jeśli jest on niedostępny – wskazana nauka czytania mowy z ust
4 – głęboki, włączając głuchotę	81 dB lub gorzej (lepsze ucho)	niemożność słyszenia i rozumienia słów, nawet wypowiadanych krzykiem	aparat słuchowy może pomagać w rozumieniu słów, konieczna jest dodatkowa rehabilitacja, duże znaczenie rozumienia mowy z ust

* Stopnie 2, 3 i 4 są kwalifikowane jako niepełnosprawność słuchowa.
** Audiometryczna wartość ISO oznacza średnią dla 500, 1000, 2000 i 4000 Hz.

Źródło: <http://www.who.int/healthinfo/statistics/bod_hearingloss.pdf>

Bibliografia

Dyrektywa 2003/10/WE Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 6 lutego 2003 r. w sprawie minimalnych wymagań w zakresie ochrony zdrowia i bezpieczeństwa dotyczących narażenia pracowników na ryzyko spowodowane czynnikami fizycznymi (hałasem) (Siedemnasta dyrektywa szczegółowa w rozumieniu art. 16 ust. 1 dyrektywy 89/391/EWG) (Dz.U. WE L042 z 15.2.2003).

ISO, 1999 Acoustics – Determination of occupational noise exposure and estimation of noise-induced hearing impairment – International Organization for Standardization, Geneva 1990.

Rozporządzenie Ministra Gospodarki i Pracy z dnia 5 sierpnia 2005 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy pracach związanych z narażeniem na hałas lub drgania mechaniczne (Dz.U. z 2005 r. Nr 157, poz. 1318).

Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 29 listopada 2002 r. w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz.U. 2002 Nr 217, poz. 1833 z poźn. zm.).

Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 6 grudnia 2013 r. w sprawie wykazu wyrobów medycznych wydawanych na zlecenie (Dz.U. 2013 r., poz. 1565).

Rozporządzenie Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej z dnia 30 maja 1996 r. w sprawie przeprowadzania badań lekarskich pracowników, zakresu profilaktycznej opieki zdrowotnej nad pracownikami oraz orzeczeń lekarskich wydawanych dla celów przewidzianych w Kodeksie Pracy (Dz.U. z 1996 r. Nr 69, poz. 332 z późn. zm.).

Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 30 czerwca 2009 r. w sprawie wykazu chorób zawodowych, szczegółowych zasad postępowania w sprawach zgłaszania podejrzenia, rozpoznawania i stwierdzania chorób zawodowych oraz podmiotów właściwych w tych sprawach (Dz.U. Nr 105, poz. 869).

Śliwińska-Kowalska M. (red.), 2011, *Zasady orzekania o predyspozycjach zawodowych do pracy w narażeniu na hałas lub nadmierny wysiłek głosowy oraz diagnostyka i profilaktyka chorób narządu słuchu i narządu głosu*, Centrum Medyczne Kształcenia Podyplomowego, Warszawa.

Strony internetowe

<http://www.who.int/healthinfo/statistics/bod_hearingloss.pdf>
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/en/>

DOROTA HOJAN-JEZIERSKA, ARTUR DURAJ,
EDWARD HOJAN

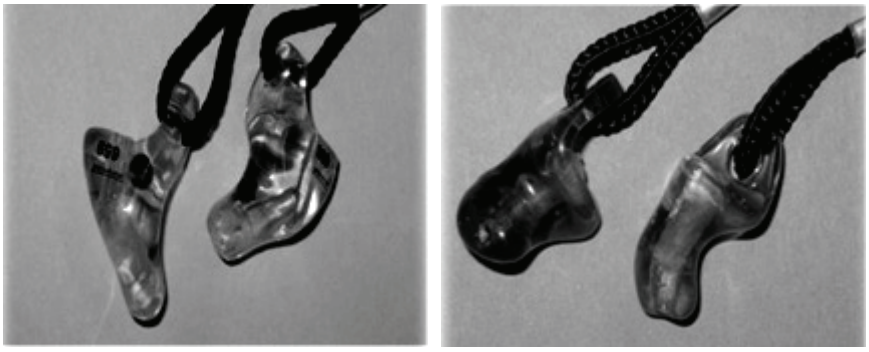
OCHRONNIKI SŁUCHU

Najprostszym i najszybszym sposobem ochrony narządu słuchu są indywidualne ochronniki słuchu. Należą do nich środki ochrony indywidualnej, które zabezpieczają słuch przed skutkami oddziaływania hałasu oraz innych czynników środowiska zewnętrznego, na przykład wody.

Można wyróżnić kilka rodzajów ochronników słuchu, w tym wkładki przeciwhałasowe oraz nauszniki przeciwhałasowe.

1. WKŁADKI PRZECIWHAŁASOWE WEWNĄTRZUSZNE

Są to wkładki indywidualne, formowane dla użytkowników zatrudnionych na stanowiskach pracy, na których występuje hałas powyżej dopuszczalnych norm. W zależności od wersji mogą mieć montowany odpowiedni filtr akustyczny.



Ryc. 1. Wkładki przeciwhałasowe wielokrotnego użytku (AUDENT)

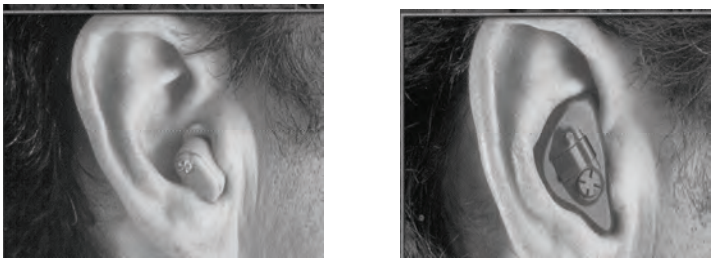


Ryc. 2. Wkładki przeciwhałasowe modelowane fabrycznie (NOPEX)

Wkładki takie szczelnie zamykają kanał słuchowy zewnętrzny. Indywidualne wkładki przeciwhałasowe mogą być samodzielnie formowane przez użytkownika, modelowane fabrycznie lub formowane przez producenta z uwzględnieniem specyfiki budowy zewnętrznego kanału słuchowego (ryc. 1). Wkładki przeciwhałasowe modelowane fabrycznie najczęściej wykonane są z materiałów miękkich, takich jak silikony, gumy czy tworzywa sztuczne (ryc. 2). Występują w różnych rozmiarach, o średnicy od 5 do 14 mm.

Wkładki formowane samodzielnie przez użytkownika wykonane są z materiałów ściśliwych, będących kompozycją waty bawełniano-wiskozowej i wosku. Wstępnie ukształtowana przez użytkownika wkładka po włożeniu do zewnętrznego kanału słuchowego ulega rozszerzeniu, szczelnie wypełniając kanał.

Wkładki przeciwhałasowe skonstruowane na wzór pobranych indywidualnie wycisków usznych wykonane są z twardych tworzyw sztucznych (ryc. 1, 3, 4).



Ryc. 3. Wkładki przeciwhałasowe wewnątrzuszne



Ryc. 4. Wkładki przeciwhałasowe zauszne

1.1. Ochronniki słuchu dla muzyków

Wkładki dla muzyków (ryc. 5) pozwalają słyszeć muzykę bez zniekształceń, ale o poziomie dźwięku ograniczonym do bezpiecznej wartości; wkładki wykonane są na podstawie indywidualnego wycisku użytkownika z jednym kanałem dźwiękowym zakończonym filtrem DM. Można stosować filtry o różnych poziomach tłumienia dźwięku (15 dB, 20 dB, 25 dB) w zależności od potrzeb (filtry są wymienne).

W biznesie muzycznym poziomy dźwięku dopuszczane przez normy przekraczane są w czasie prób i występów artystycznych. Niestety nie wszyscy muzycy czy artyści estradowi uświadamiają sobie zagrożenia, jakie niesie słuchanie zbyt głośnej muzyki, powodującej nieodwracalne uszkodzenia słuchu.



Ryc. 5. Wkładki dla muzyków (AUDENT)

Chcąc zabezpieczyć narząd słuchu przed skutkami zbyt wysokich poziomów natężenia dźwięku, można korzystać z różnych rodzajów ochronników słuchu (Hojan, 2009):

– biernych ochronników słuchu,

– szerokopasmowego wewnątrzusznego monitora słuchu,

– dwupasmowego wewnątrzusznego monitora słuchu i trzypasmowego wewnątrzusznego monitora słuchu,

– uniwersalnych słuchawek jedno- i dwugłośnikowych,

– indywidualnych słuchawek.

Bierne ochronniki słuchu charakteryzują się ograniczeniem poziomu dźwięku prawie równomiernie w całym paśmie częstotliwości (ryc. 6).

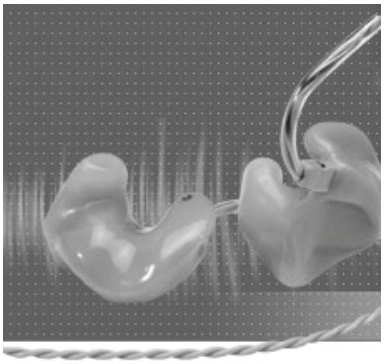


Ryc. 6. Bierne ochronniki słuchu

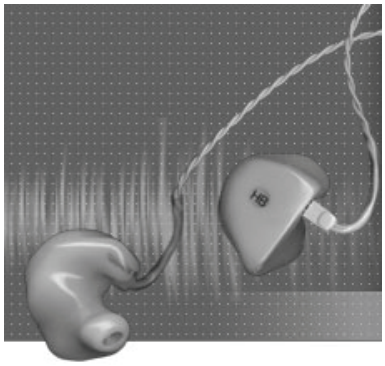
Szerokopasmowy wewnątrzuszny monitor słuchowy (ryc. 7) redukuje poziom hałasu z otoczenia o 25 dB. Jest wykonany indywidualnie (wkładka uszna miękka), 1/8" minijack. Zakres charakterystyki przeniesienia to 40–6000 Hz.

Dwu- lub trzypasmowy wewnątrzuszny monitor słuchowy (ryc. 8) to zoptymalizowany układ dwu- czy trzypasmowy z filtrem pasywnym. Składa się z dwóch kanałów dźwiękowych (jeden dla tonów niskich, drugi dla tonów wysokich). Wykonany jest indywidualnie (wkładka uszna, miękka).

Płytka zewnętrzna projektowana jest indywidualnie – 1/8" minijac. Jego zakres charakterystyki przeniesienia to 20–18 000 Hz.



Ryc. 7. Szerokopasmowy wewnątrzuszny monitor słuchowy



Ryc. 8. Dwupasmowy wewnątrzuszny monitor słuchowy

Cechy uniwersalnych słuchawek jedno- lub dwugłośnikowych (ryc. 9) to:

– zoptymalizowany układ jedno- lub dwupasmowy (dla systemu dwugłośnikowego),

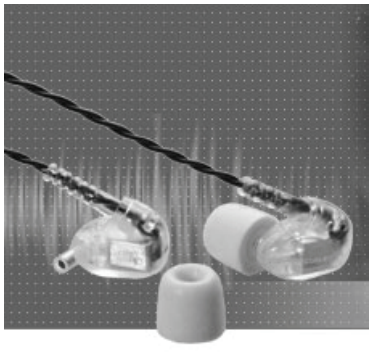
– kabel stereo w zestawie,

– kompatybilność z iPod, CD, DVD i odtwarzaczami MP3,

– przyrząd do usuwania woskowiny,

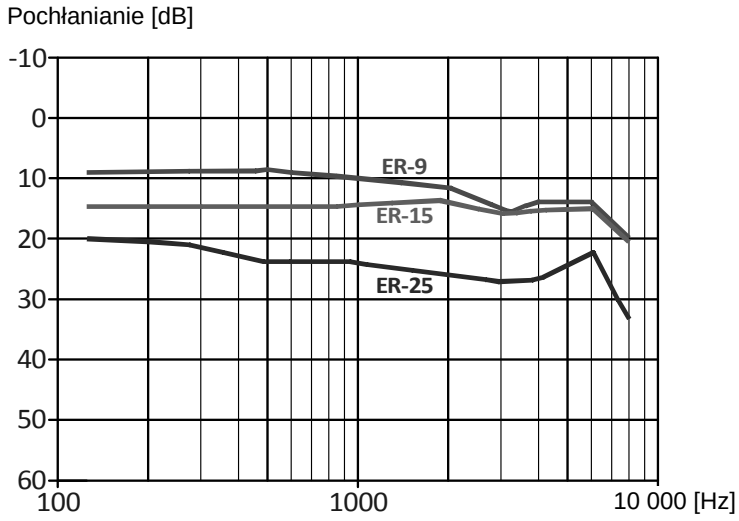
– zakres charakterystyki przeniesienia 40–16 000 Hz, 20–18 000 Hz (dla systemu dwugłośnikowego),

– wymienne uniwersalne wkładki douszne (dostępne oddzielnie).



Ryc. 9. Uniwersalne słuchawki dwugłośnikowe

Na rycinie 10 przedstawiono przykładowe charakterystyki tłumienia wkładek usznych z wymiennymi filtrami dla muzyków. Filtr jest elementem łatwo wymienialnym, który użytkownik dobiera sobie samodzielnie w zależności od warunków akustycznych (ryc. 11). Pochłanianie odpowiednio 9 dB, 15 dB i 25 dB niezależnie od częstotliwości dźwięku dla całej krzywej przeniesienia (ryc. 10).



Ryc. 10. Charakterystyki tłumienia wkładek usznych dla muzyków, z wymiennymi filtrami ER9, ER15, ER25 (OTARIA)

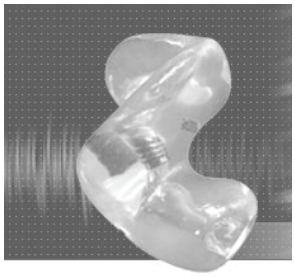


Ryc. 11. Indywidualna wkładka uszna dla muzyków, z wymiennym filtrem ER9, ER15, ER25 (HALASWORTALE.NET)

1.2. Wkładki dla motocyklistów, myśliwych, żołnierzy, pracowników przemysłowych

Wkładki dla motocyklistów

Wykonane są indywidualnie (wkładka uszna, miękka), wyposażone w filtry antyhałasowe (ryc. 12).

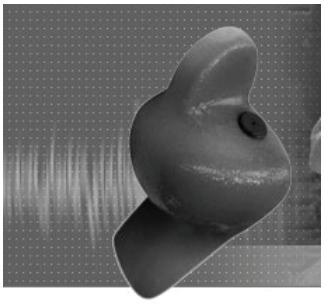


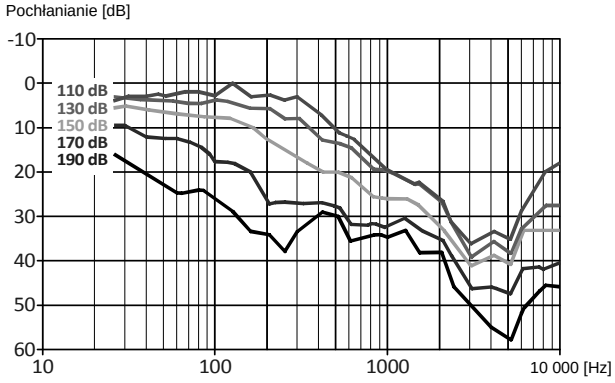
Ryc. 12. Wkładka dla motocyklistów

Ochronniki przeciwhałasowe dla myśliwego lub żołnierza, przeciw hałasom impulsowym

Indywidualny pasywny ochronnik gwarantuje ochronę przed krótkotrwałym hałasem i pozwala na słyszenie dźwięków pochodzących z otoczenie oraz mowy ludzkiej. Nielinearne tłumienie dźwięków to główna zaleta filtra zastosowanego w tego typu ochronnikach (ryc. 13). Dane techniczne ochronnika tego typu to:

- pasywna kompresja,
- zintegrowany filtr hałasów impulsowych,
- wykonana indywidualnie wkładka uszna, miękka,
- waga: 4 g,
- kolory: różne.





Ryc. 13. Wkładka dla myśliwego, żołnierza i jej charakterystyka tłumienia (AUDIOLA)

Przykładem aktywnego ochronnika słuchu zaprojektowanego szczególnie w celu eliminacji hałasów impulsowych jest AEP-1 (ryc. 14). Ochronnik ten zbudowany jest z mikrofonu, głośnika, regulatora głośności oraz ultraszybkiego systemu kompresji. Procesor dźwięku wykorzystany w tym ochronniku ma szerokie pasmo transmisji i reaguje na dźwięki o niskich poziomach (szept, dźwięk telefonu), jak i sygnały o poziomach wysokich, bez zniekształceń.



Ryc. 14. Aktywny ochronnik słuchu przed hałasem impulsowym (Variphone)

Ochronnik zasilany jest baterią, której czas pracy wynosi do 80 godz. Ze względu na prawidłową orientację w terenie, a także słyszenia dźwięków cichych wskazane jest stosowanie ochronników obuusznie. Dane techniczne ochronnika AEP-1 to:

– wzmocnienie: średnie 18 dB, maksymalne 22 dB,

– poziom wyjściowy SPL: kompresja wyjściowa aktywna przy sygnale 70 dB z całkowitym obcięciem od 85 dB,

– maksymalny poziom wyjściowy: 87 dB SPL,

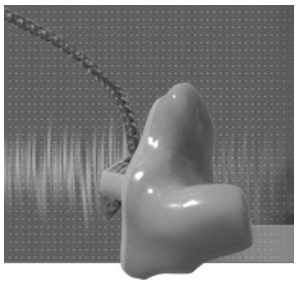
– ekwiwalentny poziom szumu na wejściu: 30 dB SPL,

– próg zadziałania dynamicznej kompresji szumu: 70 dB SPL,

– poziom obcięcia (PC): 85 dB SPL.

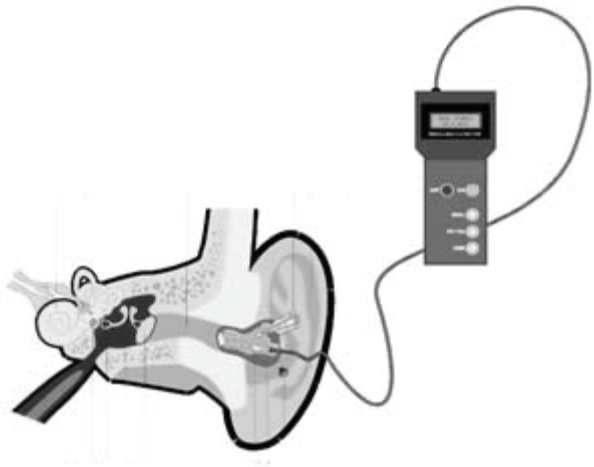
Wkładki dla osób pracujących w przemyśle

W części zewnętrznej wkładki dla osób pracujących w przemyśle (ryc. 15) umieszczony jest filtr. Komora wewnętrzna ochronnika wypełniona jest specjalnym granulatem, który pochłania i rozprasza dźwięk. Od strony wewnętrznej znajduje się otwór wentylacyjny.



Ryc. 15. Wkładka przemysłowa

Każdy indywidualny ochronnik słuchu powinien przejść test szczelności. W przypadku osób pracujących w przemyśle dzienna dawka hałasu nie może przekroczyć 85 dBA. Test szczelności wkładki wykonywany jest przy użyciu zestawu Attenuation Control Units (ryc. 16).



Ryc. 16. Zestaw do pomiaru szczelności indywidualnych wkładek przeciwhałasowych (VARIPHONE)

1.3. Inne ochronniki słuchu

Wkładki do iPhona, iPoda, MP3, telefonu komórkowego

Wykonane są na podstawie indywidualnego wycisku użytkownika, zwiększają komfort noszenia, polepszają jakość przekazywanego dźwięku do kanału słuchowego (ryc. 17).



Ryc. 17. Wkładki do iPhona, iPoda, MP3, telefonu komórkowego (AUDENT)

Wkładki dla reporterów i prezenterów telewizyjnych

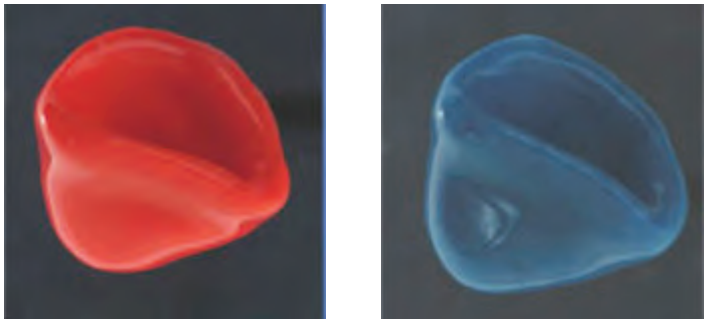
Wykonane są na podstawie indywidualnego wycisku użytkownika, zwiększają komfort noszenia i jakość przekazywanego dźwięku (ryc. 18).



Ryc. 18. Wkładki dla reporterów i prezenterów telewizyjnych (AUDENT)

Wkładki do snu

Indywidualne wkładki wykonane z bardzo miękkiego materiału, skutecznie ograniczają drażniący hałas zewnętrzny podczas snu (ryc. 19).



Ryc. 19. Wkładki do snu (AUDENT)

Wkładki ochronne dla pływaków

Indywidualne wkładki uszne chroniące przed szkodliwym działaniem środowiska wodnego (ryc. 20). Szczególnie polecane pływakom, nurkom, osobom po operacjach ucha, cierpiącym na częste infekcje ucha. Budowa wkładki nie pozwala na przedostanie się wody do kanału słuchowego.



Ryc. 20. Wkładki ochronne dla pływaków (AUDENT)

2. NAUSZNIKI PRZECIWHAŁASOWE

Nauszniki przeciwhałasowe to kolejna grupa indywidualnych środków ochrony słuchu. Zbudowane są z czasz tłumiących, które obejmują małżowiny uszne i szczelnie do nich przylegają.

W ramach nauszników przeciwhałasowych wyróżnić można:

1. Nauszniki niezależne (w kształcie słuchawek, ryc. 21) – są to czasze tłumiące połączone sprężyną dociskową wykonaną najczęściej z metalu lub tworzywa sztucznego, przeznaczoną do noszenia na szczycie lub z tyłu głowy bądź pod brodą.



Ryc. 21. Nauszniki niezależne (3M PELTOR OPTIME II SNR-31)

2. Nauszniki nahełmowe (ryc. 22) – czasze tłumiące mocowane za pomocą półsprężyn do przemysłowych hełmów ochronnych.



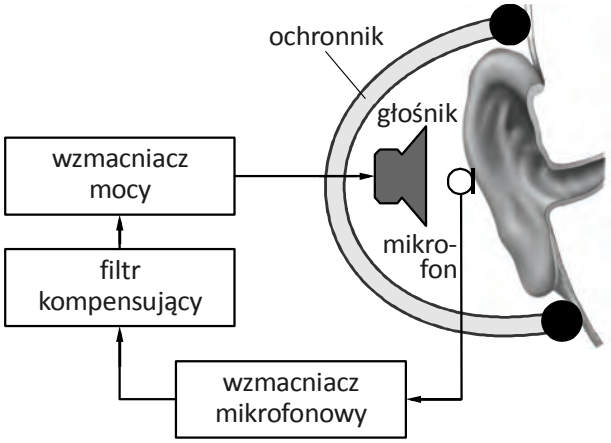
Ryc. 22. Nauszniki nahełmowe (PELTOR OPTIMA III H540P3E)

2.1. Aktywne ochronniki słuchu

Nauszniki przeciwhałasowe mogą być wyposażone w różne układy elektroniczne:

– z aktywną redukcją hałasu,
– z regulowanym tłumieniem,
– z łącznością przewodową i bezprzewodową.

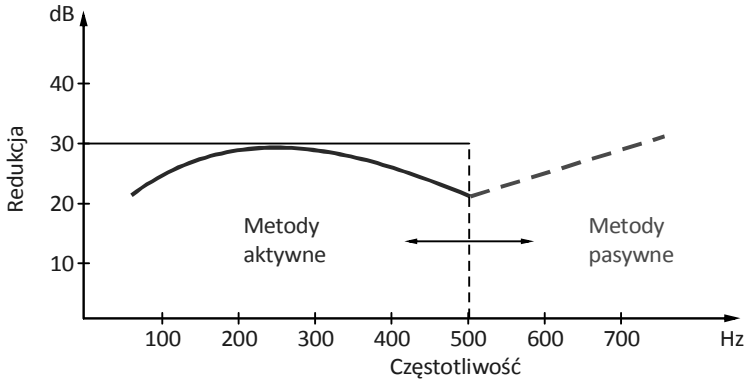
Układ elektroniczny z aktywną redukcją hałasu umożliwia wprowadzenie pod czaszę nauszników sygnału kompensującego hałas niskoczęstotliwościowy (do 400 Hz, kilkanaście dB) – rycina 23.



Ryc. 23. Schemat nauszników przeciwhałasowych z układem aktywnej redukcji hałasu

Aktywna redukcja hałasu polega na zmniejszeniu jego poziomu za pomocą źródeł wtórnych emitujących dodatkową energię w przeciwfazie.

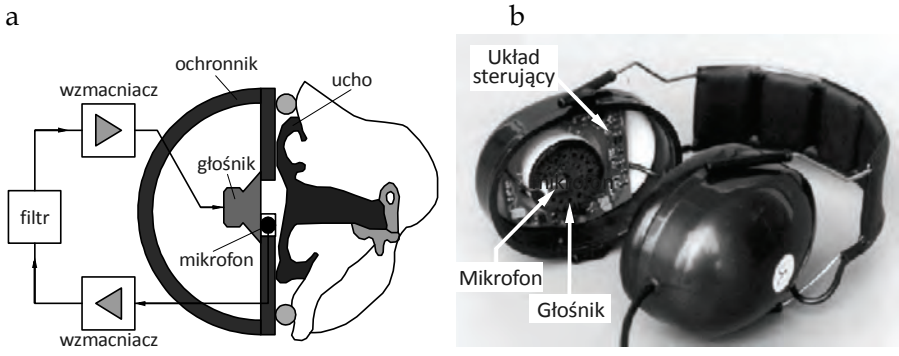
Na rycinie 24 przedstawiono skuteczność metod aktywnych i pasywnych redukcji hałasu w funkcji częstotliwości.



Ryc. 24. Skuteczność metod aktywnych i pasywnych redukcji hałasu w funkcji częstotliwości

W idealnym przypadku pełna redukcja fali kompensowanej w punkcie obserwacji wystąpi wówczas, gdy fala kompensująca będzie stanowiła idealne odwrócenie fali kompensowanej – interferencja destruktywna (przesunięcie w fazie o 180°).

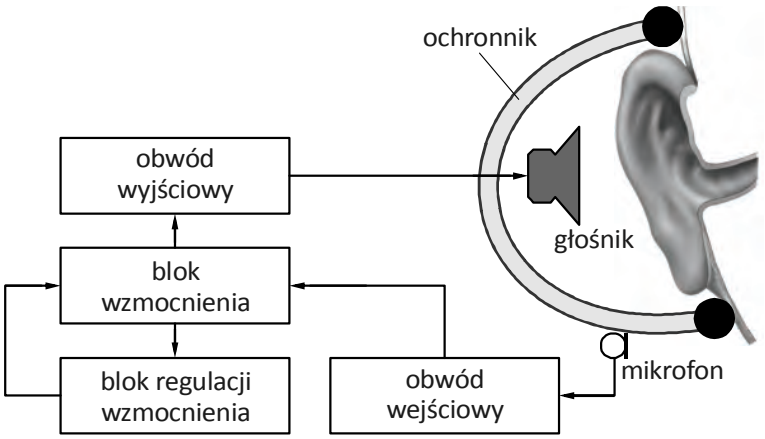
Cechą charakterystyczną tego typu układów jest umieszczanie detektora sygnału odniesienia w punkcie, w którym chcemy uzyskać wytłumienie hałasu. Sygnał odniesienia po wzmocnieniu i odwróceniu w fazie oddziałuje zwrotnie na pole akustyczne mierzone przez detektor (ryc. 25a).



Ryc. 25. Schemat aktywnego ochronnika słuchu (a) i jego realizacja praktyczna (b); wykonano w CIOP

Każda czasza ochronnika (ryc. 25b) ma oddzielny układ aktywnego tłumienia hałasu. Częstotliwościowy zakres aktywnego tłumienia to 20–500 Hz, natomiast poziom aktywnego tłumienia do 10 dB. Zasilanie z akumulatorków noszonych przy pasie.

Rolą układu elektronicznego z regulowanym tłumieniem jest wzmacnianie dźwięków otoczenia o niskich poziomach, a tłumienie dźwięków otoczenia o wysokich poziomach. Nauszniki tego typu zapewniają użytkownikowi dobrą zrozumiałość mowy z jednoczesną słyszalnością dźwięków ostrzegawczych (Engel i in., 2001) – rycina 26.

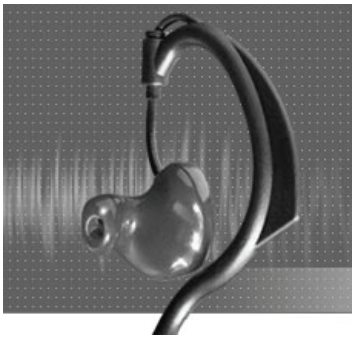


Ryc. 26. Schemat nauszników przeciwhałasowych z regulowanym tłumieniem

3. SYSTEMY KOMUNIKACJI W HAŁASIE

System pozwalający na bezproblemowe odebranie i zrozumienie sygnału mowy pomimo dużego hałasu z otoczenia wykonywany jest na podstawie indywidualnego wycisku. Służy do przygotowania osobistego ochronnika słuchu na ucho lewe lub prawe, zależnie od wyboru użytkownika. W ochronnik wbudowane zostają elementy elektroniczne oraz kabelek umożliwiający połączenie przełącznika PTT (*push to talk*) do krótkofalówki (np. Varicom®) – rycina 27. Elektroniczny przełącznik służy do przechodzenia z trybu odbioru do trybu nadawania. W trybie odbioru dźwięk będzie przekazywany wprost do ucha. Gdy użytkownik chce odpowiedzieć, naciska na przełącznik, który uruchamia mikrofon wbudowany do ochronnika. Drgania generowane przez mówiącego w jego uchu przekazywane są przez

mikrofon i wysyłane drogą radiową do odbiorcy. Ten sposób komunikacji nazywany jest *earspeach*. Pozwala na łączenie z innymi środkami ochrony (maski, kaski, hełmy, okulary), jest kompatybilny z wieloma typami krótkofalówek. Podczas tego sposobu komunikacji ręce pozostają wolne.



Ryc. 27. System firmy Varicom®

Bibliografia

Charaziak K., 2007, *Przetworniki elektroakustyczne w układach aktywnego zwalczania hałasu*, Seminarium specjalistyczne, Instytut Akustyki UAM, Poznań.

Engel Z., Makarewicz G., Morzyński L., Zawieska W.M., 2001, *Metody aktywne redukcji hałasu*, CIOP, Warszawa.

Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.

Kreikemeier S.T., 2013, *Noch ganz dicht?*, Hörakustik, 8, s. 6–10.

Veit I., 2013, *Passive Gehöerschutzmittel und aktive, elektroakustische Systeme*, Hörakustik, 5, s. 10–15.

Strony internetowe

<www.audent.pl>
<www.audiola.pl>
<www.nopex.com.pl>

2 WYBRANE METODY BADANIA SŁUCHU

ANNA FURMANN

METODY SUBIEKTYWNE BADANIA SŁUCHU

WPROWADZENIE

Podstawowym celem badania słuchu jest określenie, czy pacjent ma problemy ze słuchem, czy nie. Jeżeli stwierdzimy, że pacjent ma problemy ze słuchem, powinniśmy określić wielkość i miejsce uszkodzenia narządu słuchu oraz sposób pomocy pacjentowi, to znaczy czy pacjenta można wyleczyć, czy należy zastosować aparat słuchowy, implant lub inną pomoc słuchową.

Badania audiometryczne dzielą się na dwie grupy – badania obiektywne i badania subiektywne, nazywane także badaniami psychofizycznymi (Pruszewicz, 2000). Badania obiektywne w przeciwieństwie do badań subiektywnych nie wymagają współpracy pacjenta z osobą badającą, dlatego mogą być wykonywane w każdej grupie wiekowej. Podczas badań subiektywnych konieczna jest współpraca pacjenta, pacjent musi aktywnie w nich uczestniczyć.

1. WYWIAD I WSTĘPNE BADANIE SŁUCHU

Kiedy pacjent pierwszy raz zjawia się u protetyka słuchu w celu zbadania słuchu, zawsze przed badaniem należy przeprowadzić wywiad z pacjentem. Celem wywiadu jest zapoznanie się z danymi personalnymi pacjenta, historią jego choroby oraz z potrzebami i oczekiwaniami po zaprotezowaniu słuchu. Często w punktach protetycznych stosuje się specjalne karty wywiadu pacjenta, które mogą być w wersji drukowanej lub elektronicznej. W kartach tych zapisuje się dane personalne pacjenta: imię i nazwisko, datę urodzenia, adres zamieszkania oraz numer telefonu kontaktowego. Jeżeli są takie po-

trzeby prawne lub administracyjne, zapisuje się także numer PESEL pacjenta oraz jego numer NIP. Oprócz danych personalnych pacjenta przeprowadza się wywiad medyczny zwany anamnezą. W wywiadzie medycznym powinniśmy zamieścić informacje o tym: czy pacjent chorował na uszy, jeżeli tak, to kiedy i jakie to były choroby; czy miał urazy ucha lub czaszki, jeżeli tak, to kiedy i jakie to były urazy; czy przechodził zapalenie ucha środkowego, jeżeli tak, to kiedy i które to było ucho; czy miał wykonywane operacje uszne, jeżeli tak, to jakie i kiedy; czy był leczony lekami ototoksycznymi, jeżeli tak, to jakimi, kiedy i jak długo.

Uwaga praktyczna! Często pacjenci nie wiedzą, co to są leki ototoksyczne, dlatego protetyk słuchu powinien znać nazwy podstawowych leków ototoksycznych lub schorzeń, które są leczone tymi lekami.

W wywiadzie medycznym należy zamieścić także informację na temat innych chorób pacjenta, na przykład cukrzycy, nadciśnienia tętniczego, choroby serca, różnego rodzaju zaburzeń endokrynologicznych, a także informację o wszystkich przewlekłych chorobach, na które aktualnie pacjent się leczy. Takie informacje są istotne dla protetyka słuchu, gdyż dodatkowe choroby pacjenta mogą zmieniać okresowo jego słuch i wówczas aparat słuchowy może nie zdawać w pełni egzaminu. Ważne jest też pozyskanie informacji, czy pacjent jest narażony na hałas o dużym natężeniu. Może się to wiązać zarówno z pracą wykonywaną przez niego, jak też ze sposobem spędzania wolnego czasu (koncerty rokowe, dyskoteki, imprezy sportowe).

Jeżeli pacjent uważa, że ma problemy ze słuchem, w wywiadzie medycznym należy zebrać szczegółowe informacje na ten temat. Trzeba dowiedzieć się, kiedy pacjent zauważył początek niedosłuchu, czy niedosłuchowi towarzyszy szum uszny, uczucie pełności, wyciek z ucha lub uszu oraz czy pacjent skarży się na zawroty głowy lub zaburzenia równowagi. Warto dowiedzieć się, czy w rodzinie pacjenta występowały upośledzenia słuchu.

Kolejnym elementem wywiadu jest zdobycie informacji o tym, czym obecnie pacjent się zajmuje, czy się uczy, czy pracuje. Jeżeli pracuje, to jaki jest charakter jego pracy.

Jeżeli pacjent przychodzący do nas pierwszy raz jest lub był użytkownikiem aparatów słuchowych, należy dowiedzieć się, czy pacjent jest lub był z nich zadowolony, jakiego typu i jakiej firmy są lub były to aparaty słuchowe. Należy dowiedzieć się także, w jakich sytuacjach pacjent ma największe problemy ze słyszeniem, rozumieniem mowy. Będzie to wskazówką do prawidłowego wyboru i dopasowania aparatów słuchowych (patrz *Algorytm prowadzenia punktu protetycznego*).

Zawsze przed badaniem słuchu należy zotoskopować uszy pacjenta. Otoskopowanie ma na celu sprawdzenie stanu przewodu słuchowego zewnętrznego oraz błony bębenkowej. Przed przystąpieniem do badań audiologicznych przewód słuchowy powinien być oczyszczony z woszczyny, ropy i ewentualnie innych zanieczyszczeń. **Należy pamiętać, że czyszczenia przewodu słuchowego dokonuje lekarz laryngolog, nie wolno tego robić protetykowi.**

Wstępne badanie słuchu pacjenta powinno obejmować zarówno badanie mową żywą (badanie akumetryczne), jak i badanie stroikami. Za pomocą badania mową żywą można określić **ostrość słyszenia** pacjenta, a na podstawie ostrości słyszenia stopień ubytku słuchu. **Ostrość słyszenia to największa odległość od pacjenta, podana w metrach lub centymetrach, z której mowa jest wyraźnie słyszana i wiernie powtarzana, to znaczy rozumiana w 100% przez pacjenta.** Badanie mową żywą przeprowadza się najczęściej za pomocą szeptu (z łac. *Vox parva* – oznacza się jako *Vp*), jedynie u osób z dużymi ubytkami słuchu badanie przeprowadza się za pomocą mowy normalnie głośnej, dźwięcznej (z łac. *Vox magna* – *Vm*). Najczęściej bada się każde ucho oddzielnie, zatykając ucho niebadane opuszką palca zwilżoną wodą lub parafiną bądź naciskając rytmicznie na skrawek ucha niebadanego. Pacjent nie powinien widzieć ust osoby badającej, dlatego powinien być odwrócony do niej bokiem, a osoba asystująca przy badaniu powinna zasłaniać pole widzenia pacjenta. W badaniach akumetrycznych można stosować słowa zawierające głoski o różnej wysokości lub liczby dwucyfrowe. Obecnie najczęściej wykorzystuje się liczby dwucyfrowe. Każdy test zawiera 10 takich liczb. Zbliżając się do pacjenta, powtarzamy tę samą liczbą tak długo aż zostanie ona przez niego prawidłowo powtórzona i wówczas z tej odległości zaczynamy badanie, mówiąc 10 liczb. Sprawdzamy poprawność odpowiedzi pacjenta, a następnie zmniejszamy odległość o 1 m i podajemy następną listę. W ten sposób przeprowadzamy badanie, aż do odległości, kiedy pacjent poprawnie powtórzy 10 liczb, odległość ta określa nam ostrość słyszenia. **W skróconej wersji badanie akumetryczne wykonuje się za pomocą trzech liczb dwucyfrowych, czterosylabowych i odległość, z której poprawnie powtórzone są te trzy liczby, określa ostrość słyszenia. Taką skróconą wersją badań akumetrycznych najczęściej przeprowadza się podczas badania poborowych do wojska lub orzekania zdolności do pracy w określonych warunkach (Obrębowski, 2011).**

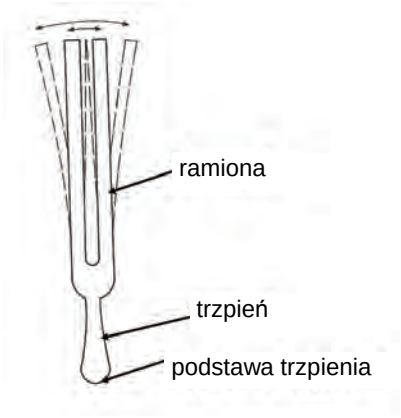
Na podstawie badania szeptem określa się trzy stopnie uszkodzenia słuchu (Obrębowski, 2011):

1º – osłabienie słuchu: słyszalność szeptu 1–3 m,

2º – przytępienie słuchu: słyszalność szeptu do 1 m,

3° – przytępienie słuchu graniczące z głuchotą: szept słyszalny *ad concham* (przy samym uchu).

Badania mową żywą pozwalają jedynie określić, czy pacjent ma problemy ze słuchem, czy nie. Na podstawie tych badań nie możemy jednoznacznie stwierdzić, które miejsce w narządzie słuchu jest uszkodzone. Badanie to jednak w bardzo obrazowy sposób pokazuje pacjentowi, jak duże ma on problemy ze słyszeniem, których często sobie nie uświadamia.



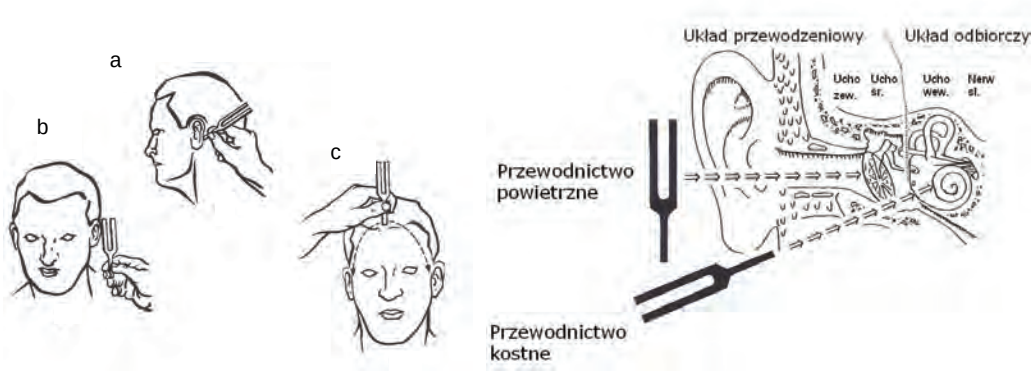
Ryc. 1. Budowa stroika (Martin, 2009)

Innym sposobem wstępnego badania słuchu, pozwalającym określić rodzaj uszkodzenia słuchu, jest badanie stroikami. Stroiki (kamertony) w celach muzycznych stworzył w 1711 r. angielski trębacz Johna Shore. Na potrzeby audiologiczne stroiki wprowadzono w XIX w. i funkcjonują głównie pod taką nazwą (w muzyce – kamertony). Stroiki składają się z trzech głównych elementów: ramion, trzpienia oraz podstawy trzpienia (ryc. 1). Długość i grubość ramion determinują wysokość dźwięków generowanych przez stroiki. Stroiki generują dźwięki harmoniczne o częstotliwości podstawowej określonej przez długość ramion. Im dłuższe ramiona, tym mniejszą częstotliwość generują stroiki. W badaniach słuchu stosuje się stroiki o następującej częstotliwości podstawowej**:** c **= 128 Hz**, c^1 **= 256 Hz**, c^2 **= 512 Hz**, c^3 **= 1024 Hz**, c^4 **= 2048 Hz**, c^5 **= 4096 Hz**, a^1 **= 435 Hz (440 Hz)**. Najbardziej praktycznymi stroikami, pozwalającymi wykonać wszystkie próby stroikowe, są stroiki: c^2 **=512 Hz** i a^1 **= 435 Hz**.

Stroiki do celów audiologicznych wprowadzili głównie niemieccy audiolodzy: Ernst Heinrich Weber (1834), Friedrich (Heinrich Adolf) Rinne (1855), Dagobert Schwabach (1885), Albert Bing (1891), ale także Amerykanie Lewis (1925) i Federici (1931) oraz Francuz Marie-Ernest Gellé (1881). Próby stroikowe wprowadzone przez tych audiologów pozwalają określić, czy słuch pacjenta jest symetryczny, czy nie oraz pozwalają określić rodzaj niedosłuchu.

Próbę Webera można przeprowadzić przy użyciu jednego z trzech stroików: **128 Hz**, **256 Hz**, **512 Hz**. W badaniu tym podstawę trzpienia stroika przykłada się do środkowej linii czaszki (ryc. 2c), w ten sposób pobudzając symetrycznie oboje uszu zarówno na drodze kostnej, jak i powietrznej. Po przyłożeniu stroika pytamy pacjenta, czy słyszy dźwięk. Po uzyskaniu po-

zytywnej odpowiedzi zadajemy pacjentowi kolejne pytania: „Gdzie słyszysz dźwięk, w całej głowie, w środku głowy czy w którymś z uszu?". Jeżeli pacjent powie, że słyszy dźwięk w całej głowie lub w środku głowy, oznaczać to będzie, że ma słuch symetryczny, to znaczy w obu uszach ma ubytek słuchu tego samego rodzaju i tej samej wielkości. W tabeli 1 przedstawiono możliwe przypadki stanu słuchu pacjenta w obu uszach przy słyszeniu dźwięku w środku głowy lub w całej głowie.



Ryc. 2. Sposób ustawienie stroika podczas wykonywania badań stroikowych oraz zakres badania słuchu (przewodnictwo powietrzne lub przewodnictwo kostne) w zależności od ustawienia stroika (Martin, 2009)

Jeżeli pacjent twierdzi, że słyszy dźwięk z jednej ze stron (z prawej lub lewej) albo w jednym z uszu (prawym lub lewym), świadczy to o słuchu niesymetrycznym. W tabeli 2 zestawiono wyniki stroikowej próby Webera przy różnych rodzajach uszkodzenia słuchu. Z tabel 1 i 2 wynika, że z samej próby Webera nie możemy bezpośrednio określić, jaki rodzaj uszkodzenia słuchu występuje w danym uchu. Jeżeli podczas wykonywania próby Webera dźwięk zmienia lateralizację wraz z jego wybrzmiewaniem, możemy przypuszczać, że u pacjenta występuje efekt wyrównania głośności. Wykonując próbę Webera musimy pamiętać, że **próba Webera pozwala nam jedynie określić, czy słuch jest symetryczny, czy niesymetryczny**.

Próba Rinnego polega na porównaniu zdolności spostrzegania dźwięku na drodze przewodnictwa powietrznego (ryc. 2b) i kostnego (ryc. 2a). Próbę wykonuje się oddzielnie dla każdego ucha. Badanie polega na porównaniu czasu wybrzmiewania stroika na drodze powietrznej i kostnej przy tym samym pobudzeniu stroika. Badanie przeprowadza się za pomocą jednego z dwóch stroików (**256 Hz** lub **512 Hz**). Porównując czas wybrzmiewania stroika na drodze powietrznej (t_{pp}) z czasem wybrzmiewania stroika na drodze kostnej (t_{pk}), możemy określić rodzaj uszkodzenia słuchu w badanym uchu (Böhme, 1993).

Tabela 1. Wyniki próby Webera dla słuchu symetrycznego w zależności od rodzaju uszkodzenia słuchu

UP	Próba Webera	UL
Słuch w normie	⟷	słuch w normie
Uszkodzenie odbiorcze	⟷	uszkodzenie odbiorcze
Uszkodzenie przewodzeniowe	⟷	uszkodzenie przewodzeniowe
Uszkodzenie mieszane	⟷	uszkodzenie mieszane

Tabela 2. Wyniki próby Webera dla słuchu niesymetrycznego z lateralizacją do ucha lewego w zależności od rodzaju uszkodzenia słuchu

UP	Próba Webera	UL
Słuch w normie	→	uszkodzenie przewodzeniowe
Uszkodzenie odbiorcze	→	słuch w normie
Uszkodzenie odbiorcze	→	uszkodzenie przewodzeniowe
Uszkodzenie odbiorcze	→	uszkodzenie mieszane
Uszkodzenie mieszane	→	uszkodzenie przewodzeniowe

Jeżeli czas wybrzmiewania stroika na drodze powietrznej (t_{pp}) jest dłuższy od czasu wybrzmiewania stroika na drodze kostnej (t_{pk}) o więcej niż 30 s ($t_{pp} - t_{pk} > 30$ s), wówczas mamy do czynienia ze słuchem prawidłowym i mówimy, że Rinne jest duży dodatni. Jeżeli czas wybrzmiewania stroika na drodze powietrznej (t_{pp}) jest krótszy od czasu wybrzmiewania stroika na drodze kostnej (t_{pk}) ($t_{pp} - t_{pk} < 0$ s), wówczas mamy do czynienia z uszkodzeniem przewodzeniowym w uchu i mówimy, że Rinne jest ujemny. Jeżeli czas wybrzmiewania stroika na drodze powietrznej (t_{pp}) jest dłuższy od czasu wybrzmiewania stroika na drodze kostnej (t_{pk}) o mniej niż 30 s, ale więcej niż 0 s ($0 < t_{pp} - t_{pk} < 30$ s), wówczas mamy do czynienia z uszkodzeniem odbiorczym słuchu i mówimy, że Rinne jest mały dodatni. W przypadku uszkodzenia mieszanego wyniki próby Rinnego nie są jednoznaczne.

Wyniki próby Rinnego można też przedstawić w postaci ułamka (t_{pp}/t_{pk}) (Bystrzanowska, 1978) i wówczas interpretacja jest następująca:

- 70''/25'' – Rinne dodatni prawidłowy,
- 10''/25'' – Rinne ujemny (R–),
- 15''/5'' – mały Rinne dodatni,
- 0''/15'' – Rinne niskończenie ujemny,
- 5''/0'' – Rinne nieskończenie dodatni.

Czasami, kiedy mamy do czynienia z jednostronnym niedosłuchem dużego stopnia i wykonując badanie nie zagłuszamy drugiego (dobrze słyszącego) ucha, możemy otrzymać wynik nazywany Rinne fałszywie ujemny – 0''/15''. Z zastosowaniem prawidłowego zagłuszania w tym przypadku powinniśmy uzyskać wynik 0''/0''.

Uwaga praktyczna! Przed wykonaniem próby Rinnego warto przeprowadzić tak zwaną próbę głośności. Polega ona na tym, że pobudzamy stroik do drgania i przykładamy go na zmianę raz przed małżowiną uszną (ryc. 2b), a raz na wyrostku sutkowatym (ryc. 2a) i zadajemy pytanie, w którym przypadku dźwięk był głośniejszy – przed małżowiną czy na wyrostku sutkowatym. Jeżeli pacjent stwierdzi, że słyszał głośniej dźwięk, kiedy stroik był przed małżowiną (Rinne dodatni), badanie zaczynamy od drogi kostnej, jeżeli odwrotnie – badanie zaczynamy od drogi powietrznej (Rinne ujemny).

Próba Schwabacha polega na porównaniu przewodnictwa kostnego osoby badanej z przewodnictwem kostnym osoby badającej przy założeniu, że osoba badająca ma słuch prawidłowy. Sposób przyłożenia stroika w próbie Schwabacha przedstawiono na rycinie 2a. Próbę można wykonać przy użyciu jednego z dwóch stroików (**256 Hz** lub **512 Hz**). Przy jednym pobudzeniu stroika do drgania mierzy się czas wybrzmiewania stroika najpierw u pacjenta, a następnie u osoby badającej. Po przyłożeniu stroika do wyrostka sutkowatego ucha badanego pytamy pacjenta, czy słyszy dźwięk. Jeżeli potwierdzi, że słyszy, prosimy o poinformowanie nas, kiedy przestanie słyszeć dźwięk generowany przez stroik. Jeżeli pacjent przestanie słyszeć dźwięk, wówczas osoba badająca przykłada stroik do swojego wyrostka sutkowatego, bez ponownego pobudzenia stroika, i sprawdza, czy słyszy dźwięk, czy nie. Jeżeli słyszy, wówczas mierzy czas do momentu zaniku dźwięku. Jeżeli nie słyszy dźwięku po przyłożeniu stroika do swojego wyrostka, wówczas badanie zaczyna od siebie; kiedy przestanie słyszeć dźwięk generowany przez stroik, przykłada stroik do wyrostka słuchowego pacjenta i mierzy czas, przez jaki jeszcze pacjent słyszy. Badania przeprowadzamy dla każdego ucha oddzielnie. Interpretacja wyników polega na porównaniu czasu słyszenia wybrzmiewania stroika przez pacjenta z czasem słyszenia wybrzmiewania stroika przez osobę badającą. Jeżeli pacjent słyszy wybrzmiewanie stroika tak długo, jak osoba badająca, wówczas mówimy, że pacjent ma słuch prawidłowy. Jeżeli pacjent słyszy dłużej niż osoba badająca, dłużej niż 15 s (Pruszewicz, 2000), wówczas mówimy, że Schwabach jest przedłużony i oznacza to, że pacjent ma przewodzeniowe uszkodzenie słuchu. Jeżeli pacjent słyszy dźwięk krócej niż osoba badającą, krócej niż 15 s, wówczas mówimy, że Schwabach jest skrócony i oznacza to, że pacjent ma odbiorcze uszkodzenie słuchu.

Próba Binga polega na badaniu efektu okluzji, to znaczy efektu zamkniętego ucha. Badanie wykonuje się dla każdego ucha oddzielnie jednym z czterech stroików: **128 Hz**, **256 Hz**, **512 Hz**, **1024 Hz**. Badamy odbiór dźwięku drogą przewodnictwa kostnego względnego i bezwzględnego, przykładając pobudzony stroik do wyrostka sutkowatego (ryc. 2a). W czasie badania naprzemiennie zamykamy (przewodnictwo kostne bezwzględne) i otwieramy (przewodnictwo kostne względne) przewód słuchowy zewnętrzny poprzez przyciśnięcie opuszkiem palca na skrawek ucha. Jeżeli zamknięcie przewodu słuchowego powoduje zwiększenie głośności wybrzmiewającego dźwięku, mówimy wówczas, że próba Binga dała wynik dodatni, to znaczy wystąpił efekt okluzji i w badanym uchu jest albo uszkodzenie odbiorcze, albo słuch jest prawidłowy. Jeżeli zamknięcie przewodu słuchowego nie powoduje zwiększenie głośności wybrzmiewającego dźwięku, mówimy wówczas, że próba Binga dała wynik ujemny – brak efektu okluzji i w badanym uchu występuje niedosłuch przewodzeniowy.

Próba Lewisa-Federici polega na porównaniu przewodnictwa kostnego z przewodnictwem kostno-chrzęstnym. Każde ucho bada się oddzielnie jednym z dwóch stroików (**256 Hz** lub **512 Hz**), przykładając podstawę trzpienia stroika pobudzonego do drgania raz na wyrostek sutkowaty, a raz przed skrawek badanego ucha. Zadaniem pacjenta jest określenie, w którym przypadku słyszy głośniej dźwięk. Jeżeli głośniej słyszalny jest dźwięk pochodzący ze stroika przyłożonego przed skrawkiem ucha, wówczas **Lewis-Federici jest fizjologiczny**, a w badanym uchu mamy słuch prawidłowy lub niedosłuch odbiorczy. Jeżeli nie ma różnicy głośności między dźwiękami pochodzącymi ze stroika przyłożonego za uchem, na wyrostku sutkowatym i stroika przyłożonego przed skrawkiem ucha, wówczas **Lewis-Federici jest patologiczny** i w badanym uchu mamy niedosłuch przewodzeniowy.

Próba Gellégo polega na ocenie głośności dźwięku generowanego ze stroika **256 Hz** przyłożonego do wyrostka sutkowatego ucha badanego, kiedy w tym samym czasie do przewodu słuchowego zewnętrznego wprowadzane jest powietrze gruszką Pulitzera. Jeżeli wprowadzanie powietrza zmienia głośność dźwięku (głośność maleje), wówczas Gellé jest prawidłowy, a w uchu badanym mamy słuch prawidłowy lub niedosłuch odbiorczy. Kiedy wprowadzanie powietrza do przewodu słuchowego zewnętrznego nie zmienia głośności dźwięku odbieranego ze stroika, wówczas Gellé jest patologiczny, a w badanym uchu występuje niedosłuch przewodzeniowy.

Należy pamiętać, że próby: Binga, Lewisa-Federici, Gellégo pozwalają jedynie na określenie, czy w narządzie słuchu uszkodzony jest układ przewodzeniowy, czy nie. Wyniki dla uszkodzenia odbiorczego są takie same, jak dla słuchu prawidłowego.

Uwaga praktyczna! Badania stroikowe zawsze powinniśmy zaczynać od próby Webera. Jeżeli okaże się, że pacjent ma słuch symetryczny, wówczas pozostałe próby stroikowe wystarczy przeprowadzić dla jednego z uszu. Jeżeli próba Webera wykaże słuch niesymetryczny, to pozostałe próby stroikowe wykonujemy dla ucha, do którego lateralizował dźwięk w próbie Webera. Drugie ucho należy zbadać, maskując ucho, do którego lateralizowal dźwięk. Chcąc określić rodzaj uszkodzenia słuchu, wystarczy przeprowadzić dwie próby stroikowe: zawsze próbę Webera i jako drugą próbę Rinnego lub Schwabacha.

2. BUDOWA, DZIAŁANIE I KALIBRACJA AUDIOMETRÓW

Audiometr to przyrząd pomiarowy przeznaczony do pomiaru słuchu za pomocą tonu lub sygnału mowy. Zbudowany jest z: generatora sygnałów (tonów oraz szumów) o różnej częstotliwości i paśmie częstotliwości, układu regulującego natężenie generowanych sygnałów, ze słuchawki na przewodnictwo powietrzne, kostne oraz głośnika emitującego te sygnały. Ze względu na rodzaj stosowanych sygnałów wszystkie audiometry dzielimy na: audiometry tonowe (generujące sygnały tonowe w zakresie 125–8000 Hz), audiometry słowne (pozwalające badać słuch za pomocą sygnałów mowy) i audiometry wysokich częstotliwości (generujące sygnały w zakresie 8000–16 000 Hz). Ze względu na sposób prezentacji sygnałów audiometry dzielimy na audiometry obsługiwane ręcznie, automatyczne, audiometry sterowane komputerowo oraz audiometry o stałej częstotliwości i o częstotliwości zmienianej w sposób ciągły (audiometry Békésy'ego). Ze względu na funkcje audiometru oraz **poziom słyszenia** i częstotliwości generowanych tonów wyróżniamy cztery **klasy audiometrów tonowych: klasa 1 – zaawansowane badania kliniczne**, **klasa 2 – badania kliniczne**, **klasa 3 – audiometry umożliwiające przeprowadzenie podstawowych badań diagnostycznych**, **klasa 4 – audiometry skriningowe (badania przesiewowe/kontrolne)** (Dz.U. z 2004 r. Nr 24, poz. 214).

Badania audiometryczne mają na celu określenie wielkości ubytku słuchu, dlatego podstawowymi jednostkami określającymi sygnał generowany przez audiometr jest **poziom słyszenia**. Chcąc szczegółowo wyjaśnić, co to jest za wielkość, należy najpierw zdefiniować poziom ciśnienia akustycznego.

2.1. Podstawowe jednostki definiujące sygnał generowany przez audiometr

Poziom ciśnienia akustycznego – *Sound Pressure Level* [dB SPL] – jest to względna miara ciśnienia akustycznego wyrażona przez dwudziestokrotny logarytm dziesiętny stosunku ciśnienia akustycznego do ciśnienia odniesienia o przyjętej wartości $p_0 = 20$ μPa:

$$\text{dB SPL} = 20\log\frac{p}{p_0} \tag{1}$$

Poziom słyszenia – *Hearing Level* [dB HL] – jest także względną miarą ciśnienia akustycznego, wyrażony jako dwudziestokrotny logarytm dziesiętny stosunku ciśnienia akustycznego **do ciśnienia akustycznego określającego próg słyszalności osoby prawidłowo słyszącej w danych warunkach pomiarowych**:

$$\text{dB HL} = 20\log\frac{p}{p_n} \tag{2}$$

gdzie:

p_n – progowa wartość ciśnienia akustycznego dla osoby prawidłowo słyszącej, zależna od częstotliwości.

W przeciwieństwie to poziomu ciśnienia akustycznego poziom słyszenia ma różne wartości odniesienia (p_n), zależne od częstotliwości i warunków pomiarowych, między innymi rodzaju zastosowanych w audiometrach słuchawek. Wartości p_n określa równoważny progowy poziom ciśnienia akustycznego (*Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level*, RETSPL), to znaczy próg słyszalności osób z prawidłowym słuchem wyznaczony w określonych warunkach pomiarowych. Na rycinie 3 przedstawiono relację między wartościami poziomu słyszenia (0 dB HL – ryc. 3a) a poziomem ciśnienia akustycznego (RETSPL w dB SPL – ryc. 3b) w zależności od zastosowanych słuchawek i warunków pomiaru (pomiar przez słuchawki nauszne – TDH39, wokółuszne HDA 200, wewnątrzuszne – EAR Tone 5A, pomiar w polu akustycznym swobodnym – FF, dyfuzyjnym – DF).

Poziom słyszenia określa ubytki słuchu (*hearing loss*), dlatego inna definicja poziomu słyszenia to różnica między poziomem ciśnienia akustycznego sygnału a poziomem ciśnienia odpowiadającym wartości progu słyszal-

ności osoby prawidłowo słyszącej przy danej częstotliwości i w danych warunkach pomiarowych:

$$\text{dB HL} = 20\log\frac{p}{p_n} = 20\log\frac{p}{p_0} - 20\log\frac{p_n}{p_0} \tag{3}$$

gdzie:

p_n – progowa wartość ciśnienia akustycznego dla osoby prawidłowo słyszącej zależna od częstotliwości; $p_0 = 20$ μPa.

Relacje te przedstawiono za pomocą ryciny 4.

Jeżeli wyznaczamy próg przewodnictwa kostnego, poziom słyszenia [dB HL] wyrażony jest poprzez poziom siły przemiennej [dB FL] i odnoszony do równoważnego normalnego progowego poziomu siły (*Reference Equivalent Threshold Force Level*, RETFL) – to znaczy progu słyszalności na przewodnictwo kostne osób z prawidłowym słuchem wyznaczonym w określonych warunkach pomiarowych:

$$\text{dB HL} = 20\log\frac{F}{F_n} = 20\log\frac{F}{F_0} - 20\log\frac{F_n}{F_0} \tag{4}$$

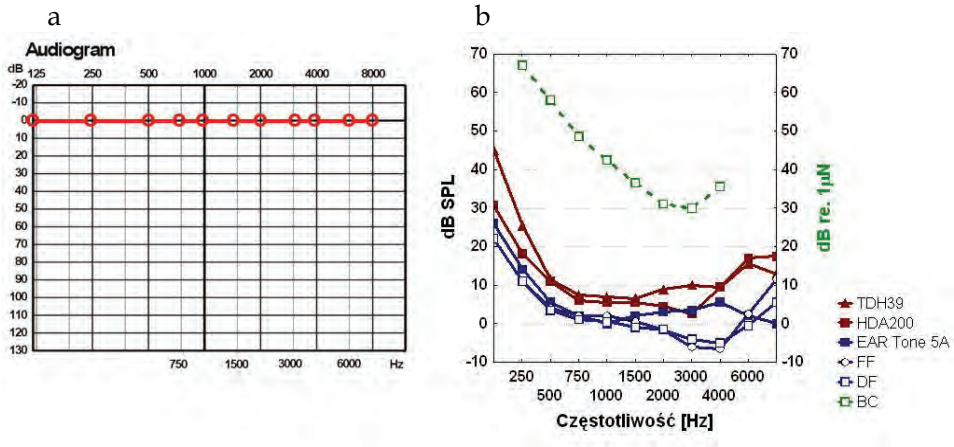
gdzie:

F – siła przemienna, $F_0 = 1$ μN,

F_n – siła odniesienia zależna od częstotliwości i warunków pomiarowych, określona przez równoważny normalny progowy poziom siły (tzn. RETFL).

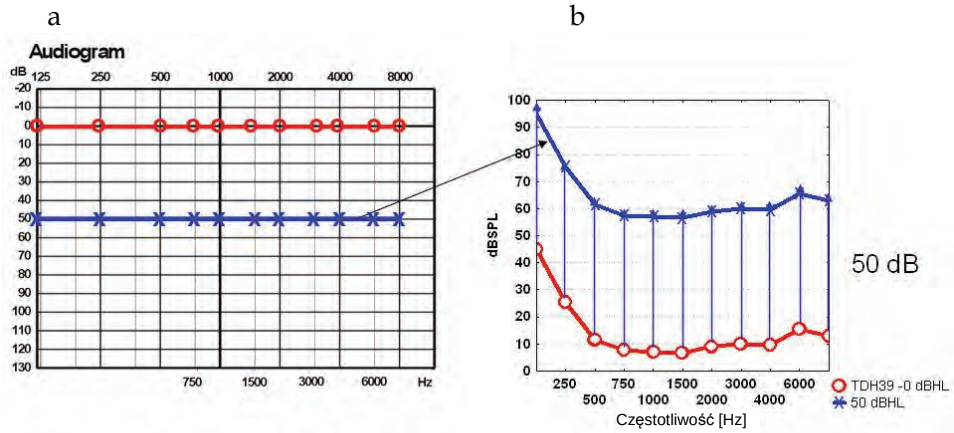
Relację między wartościami poziomu słyszenia (0 dB HL) a poziomem siły (dB re. 1 μN = dB FL) w przypadku zastosowania słuchawek na przewodnictwo kostne (BC) przedstawiono na rycinie 3. Wartości zaprezentowane na rycinie 3b określają wartości odniesienia RETSPL i RETFL stosowane przy wyznaczeniu poziomu słyszenia w określonych warunkach pomiarowych.

Inną wielkością, także stosowaną w audiometrii, jest **poziom wrażenia słuchowego – poziom odczucia**. **Poziom wrażenia słuchowego** (*Sensation Level*, dB SL) to względna miara ciśnienia akustycznego wyrażona przez dwudziestokrotny logarytm dziesiętny stosunku ciśnienia akustycznego **do ciśnienia akustycznego określającego próg słyszalności badanej osoby, w danych warunkach pomiarowych**.



Ryc. 3. Relacja między 0 dB HL (a) a RETSPL wyrażone w dB SPL oraz RETFL wyrażone w dB re. 1 µN (b) w zależności od rodzaju zastosowanych słuchawek oraz warunków badania

Gdzie: pomiar przez słuchawki: nauszne – TDH39, wokółuszne HDA 200, wewnątrzuszne – Ear Tone 5A, na przewodnictwo kostne – BC, pomiar w polu akustycznym: FF – swobodnym, DF – dyfuzyjnym.



Ryc. 4. Ubytek słuchu 50 dB HL w uchu lewym (a) określony w dB SPL (b) wyznaczony w słuchawkach TDH39

$$\mathrm{dB\,SL} = 20\log\frac{p}{p_{\mathrm{os.}}} \tag{5}$$

gdzie:

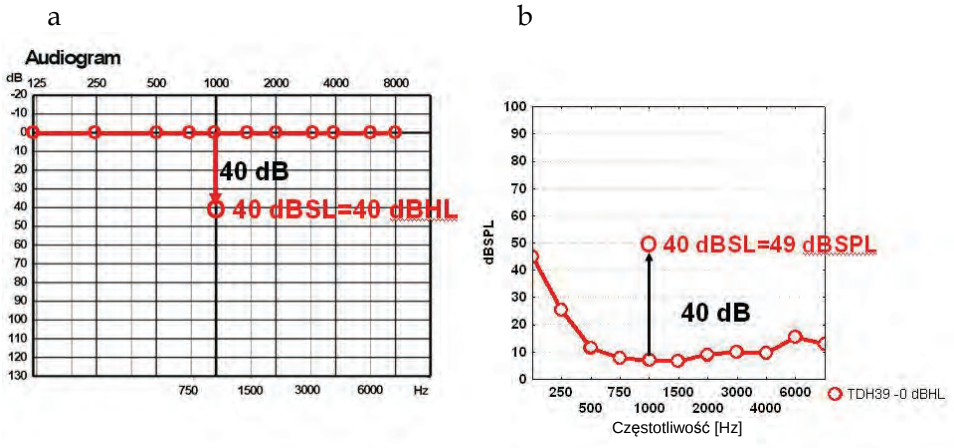
$p_{\mathrm{os.}}$ – progowa wartość ciśnienia akustycznego dla osoby badanej, zależna od częstotliwości.

Poziom wrażenia słuchowego może też być definiowany jako różnica między poziomem ciśnienia akustycznego sygnału a poziomem ciśnienia akustycznego odpowiadającym wartości progu słyszalności osoby badanej przy danej częstotliwości i w danych warunkach pomiarowych:

$$\text{dB SL} = 20\log\frac{p}{p_{\text{os.}}} = 20\log\frac{p}{p_0} - 20\log\frac{p_{\text{os.}}}{p_0} \tag{6}$$

gdzie:
$p_{\text{os.}}$ – progowa wartość ciśnienia akustycznego dla osoby badanej, zależna od częstotliwości; $p_0 = 20$ μPa.

Relacje między dB SL a dB HL oraz dB SPL dla sygnału o częstotliwości 1000 Hz przedstawiono na rycinie 5.



Ryc. 5. Relacje między dB SL a dB HL (a) i dB SL a dB SPL (b) dla sygnału o częstotliwości 1000 Hz

2.2. Kalibracja audiometru

Audiometry dają rzetelne wartości sygnałów pomiarowych, jeżeli podlegają okresowej kalibracji, szczegółowo opisanej w następujących normach: PN-EN ISO 389-1:2002, PN-EN ISO 389-2:2002, PN-EN ISO 389-3:2002, PN-EN

ISO 389-4:2002, PN-EN ISO 389-5:2002, PN-EN ISO 389-7:2006 i PN-EN ISO 389-8:2006. Z kolei wymagania stawiane odpowiednim typom audiometrów opisane są w normach: PN-EN 60645-1:1998, PN-EN 60645-2:1999, PN-EN 60645-4:1999 oraz w Dzienniku Ustaw Nr 24, poz. 214 z dnia 30 stycznia 2004 r.

Przeprowadzając kalibrację audiometru, powinno się wykonać wiele pomiarów. Należy sprawdzić między innymi: zakres częstotliwości generowanych tonów, zniekształcenia nielinearne tonu, zakres poziomu słyszalności (tonu/mowy), dokładność poziomu słyszalności (tonu/mowy), szum wąskopasmowy, szum szerokopasmowy, zakres poziomu maskowania, dokładność poziomu szumu, regulator poziomu słyszalności, wzmacniacz sygnałów zewnętrznych, wskaźnik poziomu sygnału, wyłącznik sygnału (czas narastania i zaniku dźwięku, niepożądane dźwięki), źródła dźwięku (charakterystykę słuchawek na przewodnictwo powietrzne, charakterystykę głośnika, charakterystykę słuchawek na przewodnictwo kostne), wejście mikrofonowe, stosunek sygnału do szumu. Do kalibracji audiometru oprócz takich przyrządów pomiarowych, jak: analizator widmowy (pasmowy i liniowy), oscyloskop z pamięcią, miernik częstotliwości, miernik zawartości harmonicznych, miernik poziomu dźwięku, woltomierz potrzebne są następujące urządzenia: generator tonów, mikrofon kondensatorowy, **sztuczne ucho** i **sztuczny mastoid**.

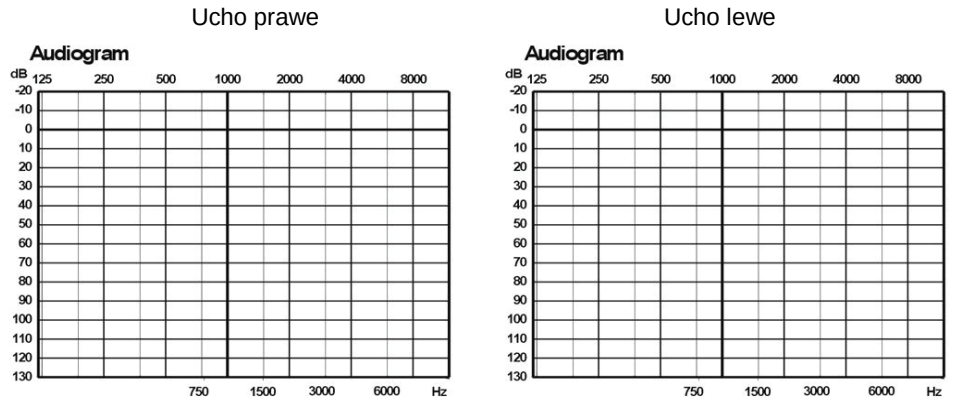
Sztuczne ucho jest to przyrząd do wzorcowania słuchawek, stanowiący dla słuchawki impedancję akustyczną równoważną impedancji przeciętnego ucha ludzkiego; służy do sprawdzania dokładności poziomu słyszalności dźwięków generowanych z audiometru i odtwarzanych przez **słuchawki na przewodnictwo powietrzne**. Sztuczne ucho jest wyposażone we wzorcowany mikrofon do pomiaru ciśnienia akustycznego wytwarzanego przez słuchawkę.

Sztuczny mastoid jest przyrządem wyposażonym w przetwornik mechanoelektryczny służący do wyznaczania poziomu siły przemiennej na powierzchni styku słuchawki na przewodnictwo kostne i sprzęgacza mechanicznego. Skonstruowany jest w taki sposób, że dla słuchawki na przewodnictwo kostne przyłożonej do niego z określoną siłą statyczną stanowi ściśle określoną impedancję mechaniczną równoważną impedancji przeciętnego mastoidu (wyrostka sutkowatego) ludzkiego. Służy do sprawdzania dokładności poziomu słyszalności dźwięków generowanych z audiometru i odtwarzanych przez **słuchawki na przewodnictwo kostne** (patrz *Miernictwo aparatów słuchowych*).

3. BADANIA PROGOWE

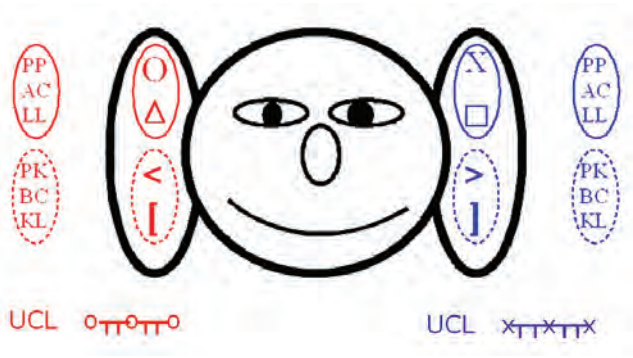
Badania progowe służą do określenia progu słyszalności. Próg słyszalności to najmniejszy spostrzegany poziom ciśnienia akustycznego dźwięku wyznaczony dla różnych częstotliwości. Badania powinny być przeprowadzone w odpowiednich warunkach akustycznych. Ogólnie przyjmuje się, że pomieszczenie, w którym jest przeprowadzane badanie audiologiczne, powinno mieć czas pogłosu $\tau \leq 0{,}1$ s, współczynnik pochłaniania dźwięku (α) powinien być równy lub większy od 0,8 ($\alpha \geq 0{,}8$), a poziom zakłóceń nie powinien przekraczać 20–30 dB SPL w paśmie mowy (300–4000 Hz). Kiedy chcemy wyznaczyć progi słyszalności na poziomie 0 dB HL, wówczas dopuszczalny poziom zakłóceń w pomieszczeniu badawczym będzie związany z zakresem przeprowadzonych badań; inny jest, kiedy przeprowadzamy badanie w polu akustycznym, inny, kiedy wyznaczamy próg przewodnictwa powietrznego i jeszcze inny, kiedy wyznaczamy próg przewodnictwa kostnego; szczegółowe wartości dopuszczalnego poziomu zakłóceń określają normy PN-EN ISO 8253-1/2005.

Progi słyszalności w formie graficznej przedstawia się w postaci tak zwanego audiogramu, gdzie na osi odciętych wykresu mamy częstotliwość sygnału badanego, a na osi rzędnych poziom słyszenia. Siatkę graficzną, na której przedstawia się wyniki badań audiometrycznych, pokazano na rycinie 6. **Przyjęte jest, że po stronie lewej prezentuje się wyniki ucha prawego, a po stronie prawej wyniki ucha lewego, tak jak widzimy uszy pacjenta (skierowanego do nas twarzą) podczas badań.**



Ryc. 6. Siatka graficzna, na której przedstawia się wyniki progu słyszalności – audiogram

Podobnie jak jest znormalizowana siatka graficzna, na której przedstawiane są wyniki badania progu słyszalności, znormalizowane są oznaczenia graficzne, za pomocą których przedstawia się audiogramy. Na rycinie 7 zaprezentowano symbole, które zgodnie z normami PN-EN ISO 8253-1/2005 stosuje się w audiometrii. Przyjęte jest, że wszystkie oznaczenia związane z uchem prawym zaznacza się kolorem czerwonym, a z uchem lewym kolorem niebieskim. Próg przewodnictwa powietrznego (PP – przewodnictwo powietrzne, AC – ang. *air conduction*, LL – niem. *Luftleitung*) (ryc. 7) dla ucha prawego zaznacza się czerwonymi kółeczkami, a dla ucha lewego niebieskimi krzyżykami. Jeżeli podczas badania stosujemy maskowanie, wówczas punkty pomiarowe dla ucha prawego zaznaczamy czerwonymi trójkątami, a dla ucha lewego niebieskimi kwadracikami. Po wykonani pomiaru punkty pomiarowe określające próg przewodnictwa powietrznego łączymy linią ciągłą: dla ucha prawego czerwoną, dla ucha lewego niebieską. Próg przewodnictwa kostnego (PK – przewodnictwo kostne, BC – ang. *bone conduction*, KL – niem. *Knochenleitung*) (ryc. 7) oznacza się za pomocą strzałek skierowanych w lewo (ucho prawe) lub w prawo (ucho lewe), jeśli badanie przeprowadzone jest bez maskowania ucha przeciwnego. Jeżeli w badaniu stosujemy maskowanie, wówczas do oznaczenia progu słyszalności dla przewodnictwa kostnego stosujemy symbole w postaci nawiasów kwadratowych: nawias w lewo (ucho prawe), nawias w prawo (ucho lewe) (ryc. 7).



Ryc. 7. Symbole stosowane w audiometrii do oznaczenia progu przewodnictwa powietrznego (PP, AC, LL), progu przewodnictwa kostnego (PK, BC, KL) oraz progu dyskomfortu (UCL)

Dla ucha prawego oznaczenia w kolorze czerwonym, dla ucha lewego oznaczenia w kolorze niebieskim.

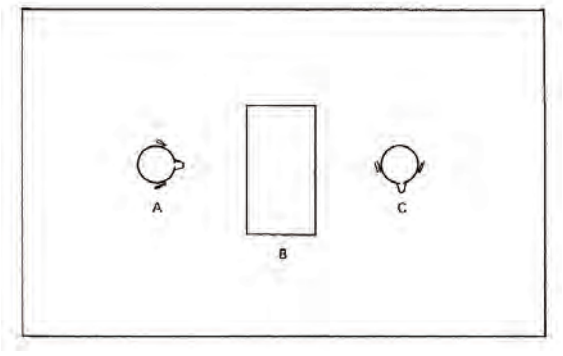
Punkty pomiarowe określające próg przewodnictwa kostnego łączymy linią przerywaną: dla ucha prawego – czerwoną, dla ucha lewego – niebieską. Gdy podczas badania osoba nie sygnalizuje, że słyszy ton pomiarowy

przy największym poziomie wyjściowym audiometru, wówczas, zgodnie z normami PN-EN ISO 8253-1/2005, należy umieścić znak strzałki skierowanej pionowo w dół lub przylegający do lewego zewnętrznego narożnika odpowiedniego symbolu (tj. po prawej stronie symbolu reprezentującego lewe ucho i po lewej stronie symbolu reprezentującego prawe ucho).

Próg dyskomfortu (*uncomfortable level*, UCL) zaznaczamy symbolami przedstawionymi na rycinie 7. Czasami w symbolice komputerowej stosuje się oznaczenia przypominające małą literę „m".

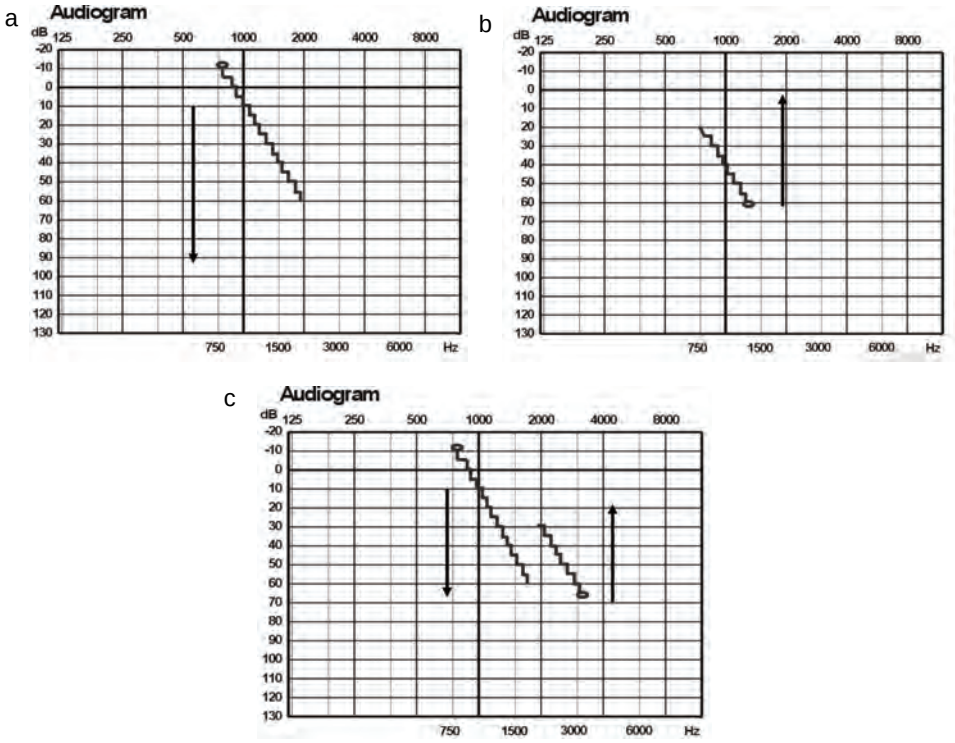
3.1. Metody wyznaczenia progu przewodnictwa powietrznego

Sposób przeprowadzenia badań progowych, zarówno dla przewodnictwa powietrznego, jak i kostnego, precyzują normy PN-EN ISO 8253-1/2005. Podczas przeprowadzenia badań audiometrycznych pacjentowi należy zapewnić odpowiednie warunki badania. W czasie badania trzeba unikać dodatkowych bodźców wpływających na jego wyniki. Należy zwrócić uwagę na: światło padające na pacjenta, żeby go nie raziło; krzesło, na którym pacjent siedzi, powinno być wygodne; jeżeli pacjent nosi okulary, wówczas podczas badania trzeba je zdjąć; jeżeli ma spinki we włosach lub kolczyki w uszach, które mogą uwierać po nałożeniu słuchawek, należy poprosić o ich zdjęcie. Pacjent podczas badania audiometrycznego powinien być usytuowany prostopadle do audiometru (ryc. 8), żeby twarz pacjenta była widoczna przez osobę badającą, a pacjent nie widział ustawień audiometru. Przed przystąpieniem do badań należy pacjenta szczegółowo poinstruować, na czym badanie będzie polegało, co będzie słyszał i kiedy ma sygnalizować odpowiedź. Osoba badająca powinna założyć pacjentowi słuchawki tak, żeby prawidłowo przylegały do ucha i nie przeszkadzały podczas badania.



Ryc. 8. Sposób usytuowania pacjenta (C) względem audiometru (B) i osoby badającej (A) w trakcie badań audiometrycznych (Martin, 2009)

Przed rozpoczęciem badań zasadniczych należy przeprowadzić tak zwaną **próbę pomiarową**, która pozwoli pacjentowi zapoznać się ze sposobem badania, a osobę przeprowadzającą badanie upewni, że pacjent rozumie jej polecenie. **Próbę pomiarową** zaczynamy od poziomu nadprogowego, na przykład 40 dB HL. Jeżeli pacjent tej wartości nie usłyszy, zwiększamy ją o 20 dB, aż otrzymamy odpowiedź. Następnie zmniejszamy poziom co 20 dB, aż badany przestanie słyszeć i ponownie zwiększamy co 10 dB, aż zacznie słyszeć. Powtarzamy poziom usłyszany. Jeżeli reakcja jest prawidłowa, kończymy próbę.



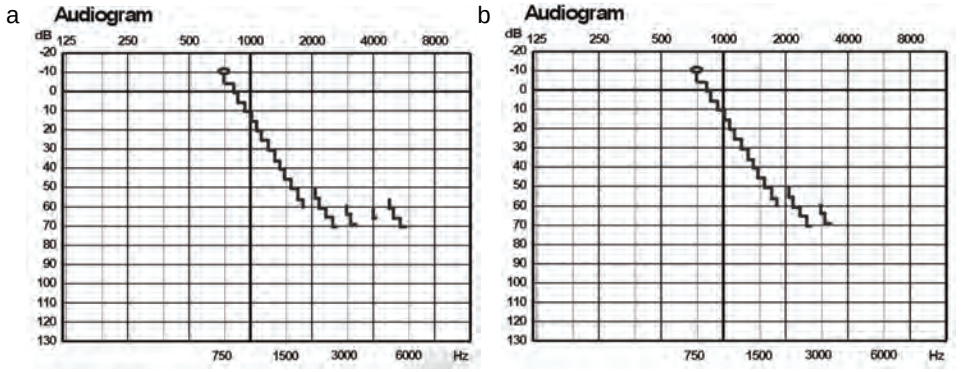
Ryc. 9. Schemat przeprowadzenia badań metodą wstępującą (a), zstępującą (b), mieszaną (c)

Podczas wyznaczania progu słyszalności należy przestrzegać następujących zasad: jeżeli istnieją wyraźne różnice w odbiorze dźwięków między uszami, badanie zaczynamy od ucha lepszego; jeżeli w obu uszach pacjent odbiera dźwięki tak samo lub występuje mała różnica, badanie zaczynamy od ucha prawego. **Czas trwania badania nie powinien przekraczać 20 min.** Jeżeli je przekracza, osoba badana musi odpocząć. Badanie przeprowadza-

my sygnałem ciągłym. Sygnał o danym poziomie powinien być prezentowany przez 1 do 2 s. Zmiana poziomu słyszenia nie powinna odbywać się podczas włączonego sygnału.

Próg przewodnictwa powietrznego możemy wyznaczać jedną z trzech metod: metodą wstępującą (ze wzrastającym poziomem tonu) (ryc. 9a), metodą zstępującą (z malejącym poziomem tonu) (ryc. 9b), metodą mieszaną (ze wzrastającym i malejącym poziomem tonu) (ryc. 9c).

Zgodnie z normą PN-EN ISO 8253-1/2005, badania progowe zaleca się wykonywać za pomocą metody wstępującej lub mieszanej. Badanie zaczynamy zawsze od częstotliwości 1000 Hz. Najpierw przeprowadzamy próbę pomiarową, jeżeli pacjent przejdzie ją pomyślnie – wykonujemy pomiar zasadniczy.

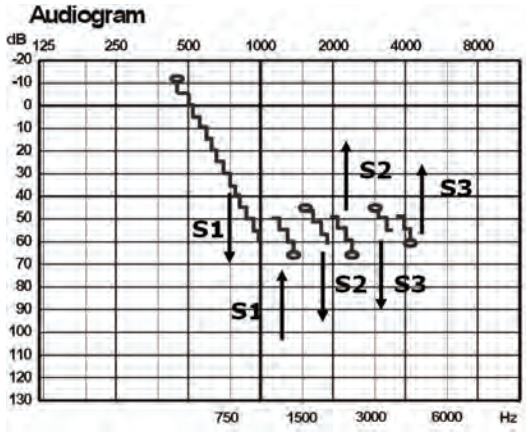


Ryc. 10. Sposób przeprowadzenia badania metodą wstępującą – metoda 3/5 (a) i metoda 2/3 (b)

Metoda wstępująca może przebiegać w wersji rozszerzonej (3/5) lub skróconej (2/3). W każdej z wersji badanie dla tej samej częstotliwości powtarzamy pięciokrotnie (w wersji 3/5) (ryc. 10a) lub trzykrotnie (w wersji 2/3) (ryc. 10b). Badanie zaczynamy od wartości podprogowych (np. –10 dB HL) i skokami co 5 dB zmieniamy poziom słyszenia dźwięku do momentu aż pacjent zasygnalizuje nam, że słyszy. Kolejny pomiar zaczynamy od wartości o 10 dB mniejszej od poziomu usłyszanego przez pacjenta. Wartością progową jest wartość, która powtórzyła się przynajmniej trzy razy w wersji (3/5) lub dwa razy w wersji (2/3). Jeżeli nie uzyskamy takich powtórzeń, wówczas badanie kontynuujemy tak długo, aż otrzymamy trzy powtarzające się wyniki, a wówczas wartością progową jest najniższy poziom, przy którym osoba badana sygnalizowała, że słyszy sygnał pomiarowy w ponad połowie sekwencji wzrastającego poziomu tonu pomiarowego (Böhme,

1993). **Jeżeli najmniejsze poziomy, przy których osoba sygnalizowała, że słyszy sygnał pomiarowy o danej częstotliwości, obejmują zakres większy niż 10 dB, wykonany pomiar należy uznać za nieprawidłowy i badanie trzeba powtórzyć.**

Metoda mieszana, zgodnie z normą PN-EN ISO 8253-1/2005, jest połączeniem metody wstępującej z metodą zstępującą. Po przeprowadzeniu próby pomiarowej zaczynamy pierwszą serię pomiarową (S1 – ryc. 11) od wartości podprogowych i zwiększamy poziom słyszenia dźwięku co 5 dB, aż pacjent zasygnalizuje, że słyszy dźwięk. Zapamiętujemy tę wartość i wykonujemy pomiar metodą zstępującą, zaczynając od wartości o 5 dB większej niż uzyskaliśmy odpowiedź dla metody wstępującej. Zmniejszamy poziom słyszenia dźwięku co 5 dB do momentu, aż pacjent przestanie sygnalizować, że słyszy dźwięk. Zapamiętujemy ostatnią, najmniejszą słyszalną wartość poziomu słyszenia. Kolejny pomiar metodą wstępującą (seria S2 – ryc. 11) zaczynamy od wartości o 10 dB niższej od ostatniej słyszalnej, co odpowiada wartości o 5 dB niższej od pierwszej niesłyszalnej wartości poziomu słyszenia dźwięku. Następnie wykonujemy pomiar, postępując według reguł opisanych w serii S1 pomiaru. Po drugiej serii przeprowadzamy trzecią serię (S3 – ryc. 11) według zasad opisanych w drugiej serii pomiarowej.



Ryc. 11. Sposób przeprowadzania badania metodą mieszaną w trzech seriach pomiarowych (S1, S2 i S3)

Podobnie jak w przypadku metody wstępującej, jeżeli najmniejsze poziomy, przy których osoba sygnalizowała, że słyszy sygnał pomiarowy o danej częstotliwości, obejmują zakres większy niż 10 dB, wykonany po-

miar należy uznać za nieprawidłowy i badanie trzeba powtórzyć. Chcąc obliczyć wartość progową poziomu słyszenia wyznaczoną mieszaną metodą pomiarową, należy najpierw uśrednić najniższe poziomy, przy których osoba badana sygnalizowała, że słyszy sygnał pomiarowy przy wzrastającym poziomie tonu pomiarowego (metoda wstępująca), następnie trzeba uśrednić najniższe poziomy, przy których osoba badana sygnalizowała, że słyszy sygnał pomiarowy przy malejącym poziomie tonu pomiarowego, a na końcu należy wyznaczyć wartość przeciętną z obu tych uśrednień. Wzór (7) przedstawia sposób obliczenia progu słyszalności wyznaczonego metodą mieszaną:

$$\frac{\frac{S1\downarrow + S2\downarrow + S3\downarrow}{3} + \frac{S1\uparrow + S2\uparrow + S3\uparrow}{3}}{2} \tag{7}$$

gdzie:

pierwszy człon licznika określa średnią wartość progu uzyskaną przy wzrastającym poziomie słyszenia dźwięku, a drugi średnią wartość progu uzyskaną przy malejącym poziomie słyszenia dźwięku.

Dla przykładu pokazanego na rycinie 11 wartości te wynoszą:

$$\frac{\frac{60+60+55}{3} + \frac{55+55+55}{3}}{2} = \frac{\frac{175}{3} + \frac{165}{3}}{2} = \frac{58+55}{2} = 57 \approx 55.$$

Ostateczne wartości zaokrąglamy do najbliższej wartości dzielonej przez 5, w tym przypadku jest to wartość 55 dB HL.

Zgodnie z normą PN-EN ISO 8253-1/2005, po wykonaniu pomiaru dla 1000 Hz zaleca się najpierw wykonać pomiar dla sygnałów o wyższej częstotliwości (2000 Hz, 4000 Hz, 8000 Hz), następnie należy powtórzyć pomiar dla 1000 Hz i dalsze pomiary wykonywać dla niższych częstotliwości (500 Hz, 250 Hz, 125 Hz), aż dojdziemy do najniższej częstotliwości. Taka zasada pomiaru wiąże się z tym, że najłatwiej spostrzegamy małe częstotliwości, a najtrudniej duże (Bystrzanowska, 1978). W audiometrii najniższą częstotliwością pomiarową dla przewodnictwa powietrznego jest częstotliwość 125 Hz, w protetyce słuchu wynosi ona 500 Hz (EN 15927, 2010). Dla małych częstotliwości 125–250 Hz pacjenci, przy dużych ubytkach słuchu, często mylą dźwięk z odbiorem drgań.

Jest przyjęte, że próg słyszalności wyznacza się dla częstotliwości oktawowych. Jeżeli jednak wartość progu słyszalności dla sąsiadujących częstotliwości oktawowych różni się o 20 dB lub więcej, wówczas pomiary należy

przeprowadzać także w półoktawach. Jeżeli powtórzony pomiar dla 1000 Hz różni się od pierwszego pomiaru o więcej niż 5 dB, trzeba powtórzyć pomiary dla pozostałych częstotliwości.

Uwagi praktyczne! Zaczynając pomiar dla sygnału o nowej częstotliwości, dobrze jest na początku pomiaru podać „sygnał wzorcowy", to znaczy sygnał o częstotliwości pomiarowej i poziomie powyżej progu słyszalności, żeby pacjent mógł zapoznać się z nowym sygnałem pomiarowym. Najczęściej wystarczy podać poziom o 10 dB wyższy niż wartość poziomu progowego wyznaczonego dla poprzedniej częstotliwości. Jeżeli poziom ten nie będzie słyszany przez pacjenta, zwiększamy go o 10 dB, aż pacjent stwierdzi, że usłyszał sygnał. Dla nowej częstotliwości pomiaru nie trzeba zaczynać od wartości (–10 dB HL), wystarczy zacząć od wartości o 10 dB niższej niż wartość progu słyszalności wyznaczona dla poprzedniej częstotliwości pomiarowej. Jeżeli ta wartość będzie słyszalna, zmniejszamy sygnał pomiarowy o 10 dB tyle razy, aż pacjent przestanie sygnalizować, że słyszy dźwięk i pomiar progu słyszalności zaczynamy od tej wartości.

3.2. Metody wyznaczenia progu przewodnictwa kostnego

Próg przewodnictwa kostnego wyznaczamy po określeniu progu przewodnictwa powietrznego. Badanie to może się odbyć bezpośrednio po wyznaczeniu progu słyszalności dla przewodnictwa powietrznego albo na drugi dzień (jeśli widzimy, że pacjent jest zmęczony). **Jeżeli próg przewodnictwa powietrznego wskazuje, że pacjent ma słuch prawidłowy, nie ma powodu wyznaczać progu przewodnictwa kostnego.** Próg słyszalności dla przewodnictwa kostnego wyznacza się zgodnie z normami PN-EN ISO 8253--1/2005 takimi samymi metodami, jak progi słyszalności dla przewodnictwa powietrznego. Badanie to przeprowadzamy dla częstotliwości w zakresie od 250 do 4000 Hz (w protetyce słuchu od 500 do 4000 Hz; EN 15927, 2010). Do badania progu słyszalności dla przewodnictwa kostnego służą specjalne wibratory drgań, które przykłada się do głowy pacjenta na czoło lub wyrostek sutkowaty (mastoid), w zależności od sposobu wykalibrowania audiometru. **W większości audiometry wykalibrowane są na badanie przewodnictwa kostnego poprzez wyrostek sutkowaty**. W tabeli 3 przedstawiono zalecane przez ANSI S3.43-1992 do przyjęcia różnice występujące między równoważnym normalnym progowym poziomem siły (RETFL) i progiem

słyszalności dla przewodnictwa kostnego, wyznaczonym u osób z prawidłowym słuchem na czole i na mastoidzie.

Wyznaczając próg słyszalności dla przewodnictwa kostnego, badamy przewodnictwo kostne względne, to znaczy ucho badane jest uchem otwartym, tak określają to normy PN-EN ISO 8253-1/2005 i tak są wykalibrowane audiometry. Jeżeli zbadamy zarówno przewodnictwo kostne względne, jak i bezwzględne (z zamkniętym uchem), wówczas możemy określić tak zwany wskaźnik Sullivana, na podstawie którego możemy zdiagnozować rodzaj uszkodzenia słuchu występujący u pacjenta. Jeżeli po wyznaczeniu obu rodzajów (względnego i bezwzględnego) progu słyszalności dla przewodnictwa kostnego porównamy obie krzywe i zsumujemy różnice między progiem przewodnictwa kostnego względnego (PK2 – wzór 8, ryc. 12) i bezwzględnego (PK1 – wzór 8, ryc. 12) dla trzech częstotliwości (250, 500 i 1000 Hz), wówczas określimy wartość wskaźnika Sullivana (Bystrzanowska, 1978). Jeżeli wskaźnik Sullivana równy jest 20 dB lub więcej, możemy powiedzieć, że w badanym uchu prawidłowo funkcjonuje strzemiączko, wystąpiło zjawisko okluzji (efekt zatkanego ucha, poprawiający przewodnictwo kostne). Jeżeli wskaźnik ten jest mniejszy od 20 dB (może nawet wynosić 0 dB), świadczy to o uszkodzeniu przewodzeniowym ucha i w badanym uchu nie wystąpił efekt okluzji (Bystrzanowska, 1978).

Tabela 3. Różnica między progiem słyszalności dla przewodnictwa kostnego (RETFL) wyznaczonym u osób z prawidłowym słuchem na czole i na mastoidzie, ANSI S3.43-1992

Częstotliwość [Hz]	RETFL (czoło) – RETFL (mastoid) [dB]
250	12,0
500	14,0
1000	8,5
2000	11,5
3000	12,0
4000	8,0

Źródło: Katz, 1994

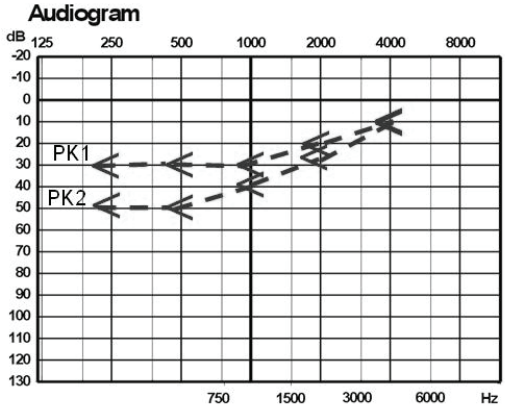
Wskaźnik Sullivana:

$$PK2(250) - PK1(250) + PK2(500) - PK1(500) + PK2(1000) - PK1(1000) \quad (8)$$

gdzie:

PK1 – próg przewodnictwa kostnego bezwzględnego,

PK2 – próg przewodnictwa kostnego względnego.



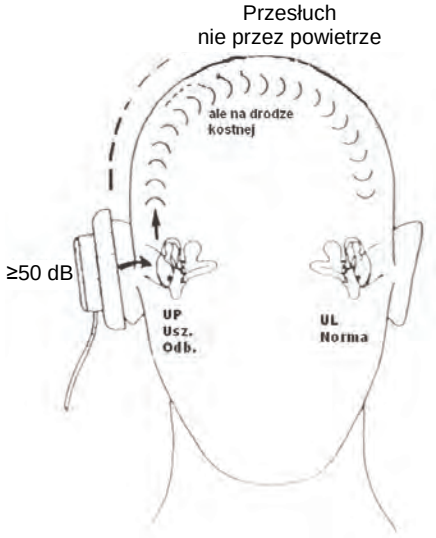
Ryc. 12. Sposób wyznaczenia wskaźnika Sullivana

Oznaczenia: PK1 – próg słyszalności dla przewodnictwa kostnego bezwzględnego (ucho zamknięte), PK2 – próg słyszalności dla przewodnictwa kostnego względnego (ucho otwarte).

3.3. Metody maskowania przesłuchu

Zarówno wyznaczenie progu słyszalności dla przewodnictwa powietrznego, jak i kostnego niesie z sobą pewne trudności. Brak wiedzy o nich może doprowadzić do uzyskania błędnych wyników pomiarowych, a co się z tym wiąże – do podjęcia błędnej diagnozy odnośnie schorzenia słuchu. **Największymi problemami w badaniu słuchu jest występowanie tak zwanego przesłuchu międzyusznego polegającego na tym, że podczas badania pacjent odbiera dźwięk uchem niebadanym.** Zjawisko to może wystąpić w czasie badania przewodnictwa powietrznego oraz przewodnictwa kostnego. Kiedy badamy przewodnictwo powietrzne, sygnał podawany poprzez słuchawkę na jedno ucho pobudza narząd słuchu nie tylko drogą przewodnictwa powietrznego, ale też droga przewodnictwa kostnego poprzez pobudzenie do drgania całej czaszki. Pobudzenie drogą kostną dochodzi do narządu Cortiego zarówno do jednego, jak i do drugiego ucha. Dlatego, jeżeli różnica poziomu słyszenia między uszami jest bardzo znaczna w czasie badania gorszego ucha, należy zagłuszać ucho lepsze. Na rycinie 13 przedstawiono schematycznie zjawisko występowania przesłuchu przy wyznaczaniu progu słyszalności dla przewodnictwa powietrznego. Ten rodzaj przesłuchu wiąże się z tak zwanym przewodnictwem kostnym pośrednim. Oznacza to, że źródło pobudzające czaszkę do drgania nie jest wibratorem przyłożonym do czaszki, drganie czaszki w tym przypadku wywołuje fala akustyczna rozchodząca się w powietrzu. Występowanie przesłuchu w przewodnictwie

powietrznym zależy od tłumienia międzyusznego (*Interaural Attenuation*, IA), a to z kolei od typu i rodzaju zastosowanych słuchawek; czy są to na przykład słuchawki nauszne czy wewnątrzuszne. W tabeli 4 przedstawiono wartości tłumienia międzyusznego dla dwóch typów słuchawek oraz wartości zalecane do przyjęcia w audiometrii, kiedy stosujemy słuchawki nauszne (Katz, 1994).



Ryc. 13. Przesłuch powstający podczas podawania dźwięku drogą przewodnictwa powietrznego, kiedy w uchu prawym (UP) występuje uszkodzenie odbiorcze, a w uchu lewym (UL) słuch jest prawidłowy

Tabela 4. Wartości tłumienia międzyusznego dla dwóch typów słuchawek: nausznych według Zwisłockiego, wewnątrzusznych według Sklare'a i Denenberga oraz zalecanych według Goldsteina i Newmana

Rodzaj słuchawek	Różnica poziomów między uszami	Częstotliwość [Hz]					
		125	250	500	1000	2000	4000
Słuchawki nauszne	dB		45	50	55	60	65
Słuchawki wewnątrzuszne	dB		89	94	81	71	77
Wartości zalecane dla słuchawek nausznych	**dB**	**35**	**40**	**40**	**40**	**45**	**50**

Źródło: Katz, 1994

Maskowanie ucha niebadanego przy wyznaczaniu progu przewodnictwa powietrznego jest wymagane, jeżeli różnica w progach przewodnictwa powietrznego między uchem badanym i niebadanym lub różnica progu przewodnictwa powietrznego między uchem badanym a progiem przewodnictwa kostnego w uchu niebadanym jest równa lub większa od wartości tłumienia międzyusznego dla którejkolwiek częstotliwości (Katz, 1994).

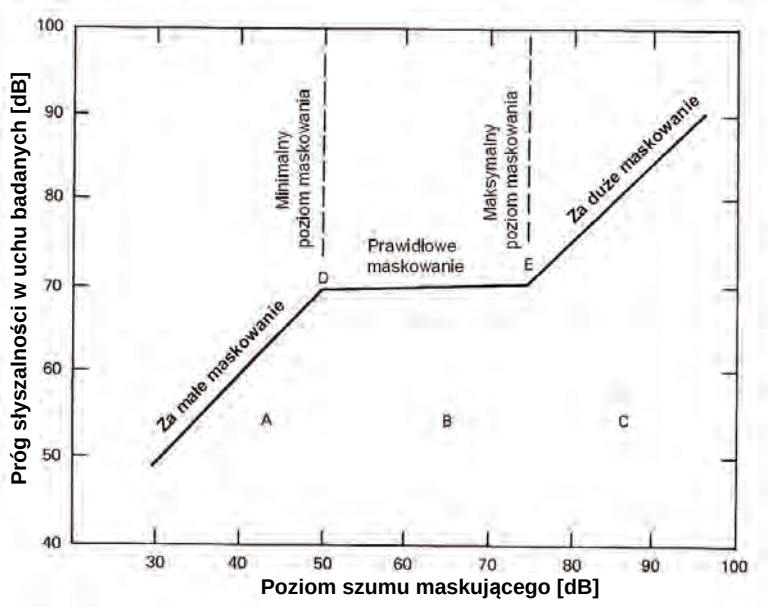
W celu wyeliminowania odpowiedzi pacjenta związanej z przejściem dźwięku do ucha niebadanego sygnał znajdujący się w uchu niebadanym powinien zostać zagłuszony, zamaskowany. Żeby móc prawidłowo zagłuszyć sygnał dochodzący do ucha niebadanego, sygnał maskujący musi spełniać dwa warunki: skutecznie zagłuszać ucho niebadane oraz nie być zbyt silny, aby nie zagłuszać przez przesłuch ucha badanego. Do maskowania zasadniczo stosuje się szumy tercjowe o częstotliwości środkowej równej częstotliwości tonu maskowanego. Są one najbardziej efektywne, wymagają najmniejszego poziomu dla najskuteczniejszego maskowania. Można stosować także szum równomaskujący, który powinien mieć taki sam poziom SPL w tercjach w zakresie 250–6000 Hz, jak dla 1000 Hz (takie właściwości ma szum różowy). Nie stosujemy szumu białego, ponieważ jest mało efektywny, szczególnie w zakresie niskich częstotliwości.

Procedura przeprowadzenia prawidłowego maskowania według Goldsteina i Newmana wymaga następujących kroków (Katz, 1994):

1. Wyznaczenia progów słyszalności bez maskowania.
2. Porównania wyznaczonych wartości z wartościami otrzymanymi dla ucha przeciwnego dla przewodnictwa powietrznego i kostnego. Jeżeli dla którejś z częstotliwości przekroczyliśmy wartość tłumienia międzyusznego, wówczas stosujemy maskowanie.
3. Wyznaczenia początkowej wartości poziomu maskera równej progowi przewodnictwa powietrznego ucha niebadanego plus 15 dB.
4. Włączenia jednocześnie sygnału pomiarowego i maskera.
5. Zwiększenia szumu o 5 dB za każdym razem, kiedy pacjent słyszy ton.
6. Jeżeli po wzroście szumu pacjent nie słyszy tonu, zwiększenia wartości tonu w skokach 5 dB, aż pacjent spostrzeże ton.
7. Kontynuacji procedury tak długo, aż pacjent będzie słyszał ton bez zmian przy trzykrotnym skoku wartości szumu.
8. Tak otrzymaną wartość progową nanosimy na audiogram z zaznaczeniem, że była wyznaczona z maskowaniem, można zaznaczyć wartość szumu maskującego.

Procedura maskowania przeprowadzona w ten sposób pozwala uzyskać odpowiedni poziom maskowania i prawidłowo wyznaczyć próg słyszalno-

ści ucha badanego. Za pomocą ryciny 14 pokazano, że maskowanie jest prawidłowo przeprowadzone wówczas, kiedy zmiana poziomu szumu maskującego nie pociąga za sobą zmiany progu słyszalności; jest to środkowy, płaski, fragment krzywej nazywany czasami plateau.



Ryc. 14. Warunki przeprowadzenia prawidłowego maskowania (Martin, 2009)

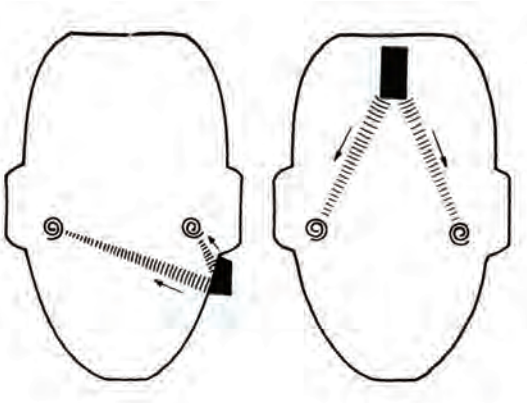
W przypadku wyznaczania progu przewodnictwa kostnego maskowanie ucha niebadanego wydaje się nieodzowne, gdyż sygnał na drodze przewodnictwa kostnego dociera do obu uszu z taką samą mocą, tłumienie międzyuszne w tym przypadku wynosi 0 dB (ryc. 15). Przyjmuje się jednak, że przy wyznaczaniu progu słyszalności dla przewodnictwa kostnego wykonujemy pomiar z maskowaniem wówczas, jeżeli w badanym uchu stwierdzamy występowanie rezerwy ślimakowej (Katz, 1994), to znaczy jeżeli:

$$PP1 - PK1 > 10 \text{ dB} \tag{9}$$

gdzie:

PP1 – próg przewodnictwa powietrznego badanego ucha,

PK1 – próg przewodnictwa kostnego badanego ucha.



Ryc. 15. Przesłuch w przewodnictwie kostnym – 0 dB (Martin, 2009)

Stosując maskowanie przy wyznaczaniu progu słyszalności dla przewodnictwa kostnego, według Goldsteina i Newmana, powinniśmy (Katz, 1994):

1. Wyznaczyć przewodnictwo kostne bez słuchawek na przewodnictwo powietrzne.
2. Porównać otrzymane wartości przewodnictwa powietrznego i kostnego dla tego samego ucha. Jeżeli dla którejś z częstotliwości różnica jest większa niż 10 dB, dla tej częstotliwości stosujemy maskowanie.
3. Wyznaczyć początkową wartość poziomu maskera równą progowi przewodnictwa powietrznego ucha niebadanego plus efekt okluzji (tab. 5), plus 15 dB (efektywne maskowanie).
4. Na głowę słuchacza założyć jednocześnie słuchawkę na przewodnictwo kostne na ucho badane i słuchawkę na przewodnictwo powietrzne tylko na ucho niebadane, na które będzie podawany masker.
5. Włączyć jednocześnie sygnał pomiarowy i masker.
6. Za każdym razem, kiedy pacjent słyszy ton, zwiększyć szum o 5 dB.
7. Jeżeli po wzroście szumu pacjent nie słyszy tonu, należy zwiększyć wartość tonu w skokach 5 dB, aż pacjent spostrzeże ton.
8. Kontynuować procedurę tak długo, aż pacjent będzie słyszał ton bez zmian przy trzykrotnym skoku wartości szumu.
9. Tak otrzymaną wartość progową nanieść na audiogram z zaznaczeniem, że była wyznaczona z maskowaniem; można zaznaczyć największą wartość zastosowanego szumu maskującego.

Ze względu na to, że w obu uszach podczas tego pomiaru występują różne warunki akustyczne – jedno ucho jest otwarte, drugie zamknięte – szum maskujący musi być wyższy niż szum podawany przy wyznaczaniu

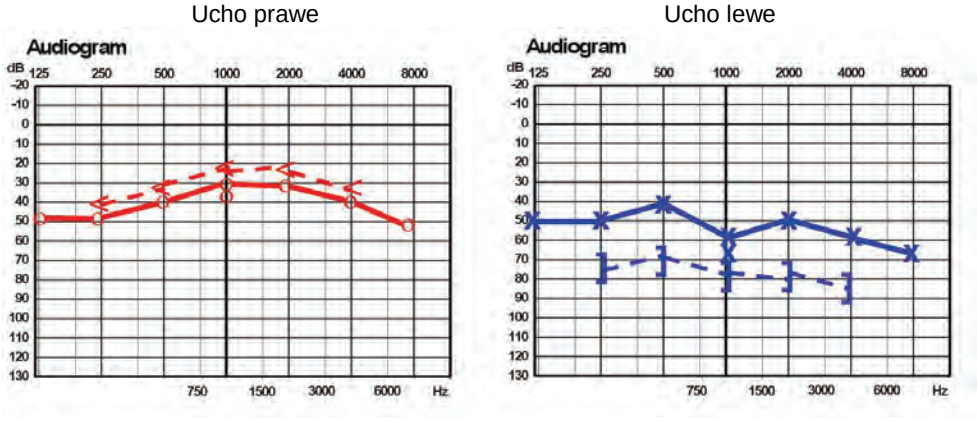
progu przewodnictwa powietrznego o wartość określającą okluzję. W tabeli 5 przedstawiono wartości okluzji podane przez różnych autorów badań oraz wartości zalecane do stosowania przez audiologów (Katz, 1994).

Tabela 5. Wartości okluzji według różnych autorów i zalecane przez audiologów

Autorzy	Częstotliwość [Hz]			
	250	500	1000	2000
Huizing (1960)	13,0	15,0	8,0	1,0
Elpern i Naunton (1963)	28,0	20,0	9,0	0,0
Goldstein i Hayes (1965)	19,4	12,6	5,7	1,1
Dirks i Swindeman (1967)	22,9	20,2	8,8	0,5
Zalecane	**15**	**15**	**10**	**0**

Źródło: Katz, 1994

Obie opisane procedury przeprowadzenia maskowania (dla przewodnictwa powietrznego i kostnego) dążą do wyznaczenia plateau na krzywej przedstawionej na rycinie 14. W niektórych przypadkach zakres plateau może być bardzo mały, w wyniku czego sygnał z ucha niebadanego będzie przebijał się na ucho badane i wyniki badania będą zafałszowane. W takich przypadkach jest sens zastosowania do maskowania słuchawki wewnątrzusznej.



Ryc. 16. Błędne wyniki badania przewodnictwa kostnego dla ucha lewego

Uwaga praktyczna! Jeżeli wyznaczając próg słyszalności dla przewodnictwa kostnego uzyskamy progi słyszalności gorsze niż dla przewodnictwa powietrznego (ryc. 16), oznaczać to będzie, że błędnie przeprowadziliśmy badanie. Najczęściej przyczyną tego jest zastosowanie zbyt dużego poziomu sygnału maskującego niż wymaga procedura. Zdarzają się wyjątkowe przypadki, kiedy te krzywe leżą w takiej konfiguracji, wiąże się to głównie ze zmniejszeniem elastyczności kości skalistej, na przykład u ludzi starszych, z włóknistą dysplazją kości oraz z nowotworami kości skroniowej.

3.4. Metody wyznaczenia progu dyskomfortu

Chcąc prawidłowo dopasować aparat słuchowy, nie wystarczy znać wartość progu słyszalności pacjenta, należy także określić jego obszar słyszalności (resztkowe pole słuchowe – patrz *Wyznaczenie resztkowego pola słuchowego*). Obszar słyszalności ograniczony jest dwiema krzywymi: od dołu krzywą progu słyszalności, od góry krzywą progu dyskomfortu (*Threshold of Discomfort*, TD). Krzywą progu słyszalności określa najmniejsza wartość ciśnienia akustycznego wywołującego powstanie wrażenia słuchowego. Krzywą progu dyskomfortu z kolei określa najmniejsza wartość ciśnienia akustycznego wywołująca wrażenie dyskomfortu słuchowego, nieakceptowanego przez słuchacza poziomu dźwięku. Próg dyskomfortu wyznaczamy zawsze na zakończenie badań. W zasadzie wyznaczamy go dla przewodnictwa powietrznego, ale jeżeli pacjent będzie korzystał z aparatów na przewodnictwo kostne, powinniśmy próg dyskomfortu wyznaczyć dla przewodnictwa kostnego. Próg dyskomfortu wyznaczamy tylko dla czterech częstotliwości: 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz. Wykonując to badanie, najpierw informujemy pacjenta, kiedy, w jakim przypadku ma zareagować. Wydaje się, że pacjentowi łatwiej jest wytłumaczyć, by reagował, kiedy sygnał jest za głośny, nieprzyjemnie głośny (*Uncomfortable Loudness Level*, ULL), niż kiedy sygnał jest niekomfortowy (*Uncomfortable Level*, UCL), nieprzyjemny. Podczas badania w sposób ciągły zwiększamy poziom dźwięku tak długo, aż pacjent zasygnalizuje, że dźwięk jest za głośny. Poziom dyskomfortu (UCL) można wyznaczyć za pomocą różnych sygnałów, na przykład sygnału mowy, tercji czy sygnału tonalnego. Najwyższe wartości uzyskujemy dla sygnału tonalnego, najniższe zaś dla sygnału mowy.

U osób z prawidłowym słuchem próg dyskomfortu najczęściej znajduje się na poziomie 100–110 dB HL. Osoby z uszkodzeniem ślimaka osiągają próg dyskomfortu dla poziomu poniżej 100 dB HL, osoby z uszkodzeniem przewodzeniowym natomiast dla poziomu powyżej 110 dB HL.

Uwaga praktyczna! Wyznaczając próg dyskomfortu w czasie zmiany poziomu dźwięku, nie wyłączamy sygnału, gdyż ponowne włączenie sygnału, nawet przy niedużym poziomie, może wywołać u pacjenta dyskomfort.

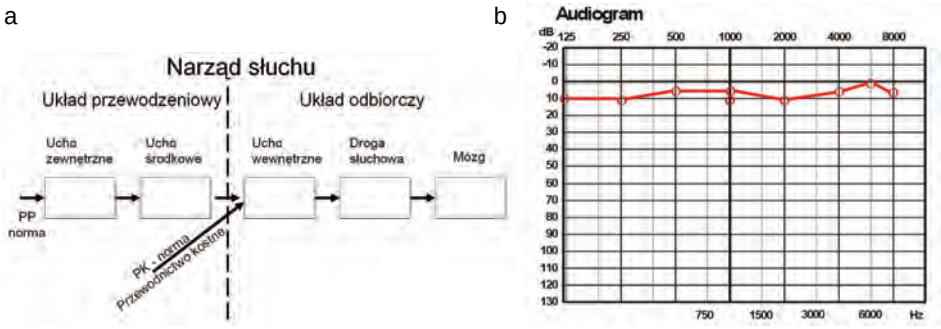
4. WARTOŚĆ DIAGNOSTYCZNA AUDIOMETRYCZNYCH BADAŃ PROGOWYCH

Celem audiometrycznych badań progowych jest określenie: rodzaju ubytku słuchu, stopnia (wielkości) ubytku słuchu oraz obszaru słyszalności. Powinniśmy pamiętać, że wyznaczając próg przewodnictwa powietrznego (PP), określamy stan całego narządu słuchu (układ przewodzeniowy i układ odbiorczy) (ryc. 17), z kolei określając próg przewodnictwa kostnego (PK), określamy tylko stan układu odbiorczego w narządzie słuchu (ryc. 17).



Ryc. 17. Zakres oceny stanu narządu słuchu za pomocą pomiaru progu przewodnictwa powietrznego (PP) i progu przewodnictwa kostnego (PK) (Martin, 2009)

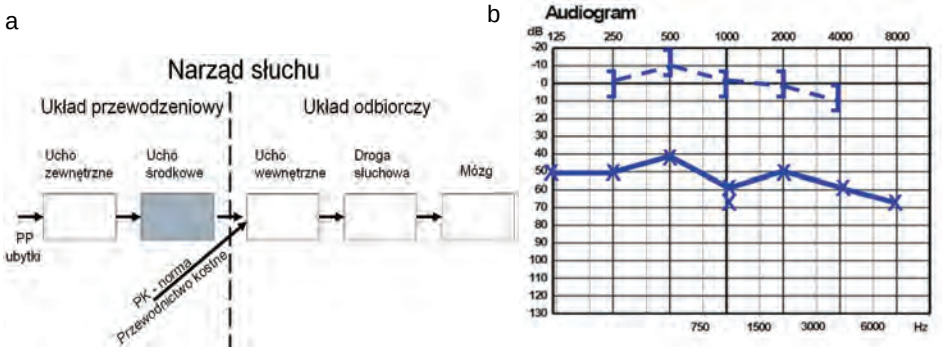
Jeżeli próg słyszalności wyznaczony dla progu przewodnictwa powietrznego wykaże, że narząd słuchu funkcjonuje prawidłowo, to próg przewodnictwa kostnego nie może wykazać ubytków słuchu. Dlatego w takim przypadku nie jest celowe jest wyznaczanie progu przewodnictwa kostnego (ryc. 18).



Ryc. 18. Słuch w normie – schemat stanu narządu słuchu (a) oraz audiogram odzwierciedlający słuch w normie (b)

Białe pola oznaczają prawidłowo działające fragmenty narządu słuchu.

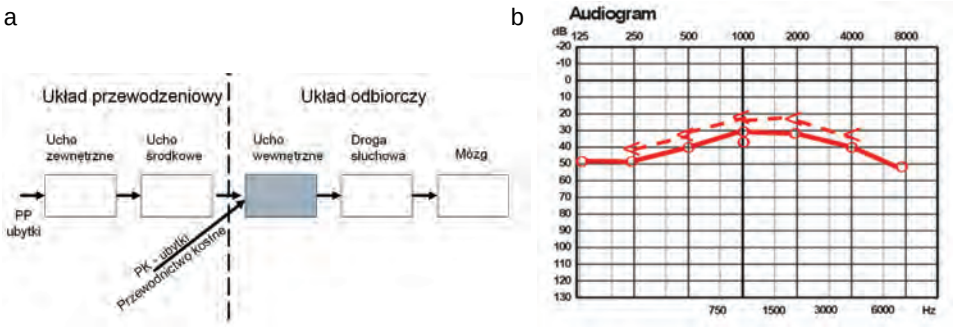
Jeżeli uszkodzenie słuchu występuje tylko w układzie przewodzeniowym (w uchu zewnętrznym lub środkowym) (ryc. 19a), wówczas próg przewodnictwa powietrznego wykaże ubytek słuchu, a próg przewodnictwa kostnego będzie przebiegał w okolicy 0 dB HL, to znaczy nie będzie wykazywał ubytku słuchu (ryc. 19b).



Ryc. 19. Przewodzeniowe uszkodzenie słuchu – schemat stanu narządu słuchu (a) oraz audiogram odzwierciedlający przewodzeniowy ubytek słuchu (b)

Białe pola oznaczają prawidłowo działające fragmenty narządu słuchu, szare pole oznacza uszkodzony fragment narządu słuchu.

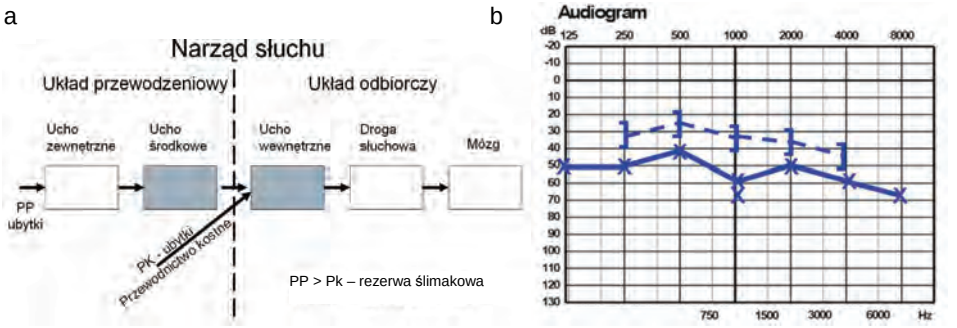
Jeżeli uszkodzenie słuchu występuje tylko w układzie odbiorczym (ucho wewnętrzne lub droga słuchowa, lub mózg – kora słuchowa) (ryc. 20a), wówczas zarówno próg przewodnictwa powietrznego, jak i próg przewodnictwa kostnego wykażą ubytki słuchu. Ubytki wykazane z przewodnictwa powietrznego nie będą się różniły od ubytków wykazanych dla przewodnictwa kostnego o więcej niż 10 dB (ryc. 20b).



Ryc. 20. Odbiorcze uszkodzenie słuchu – schemat stanu narządu słuchu (a) oraz audiogram odzwierciedlający odbiorczy ubytek słuchu (b)

Białe pola oznaczają prawidłowo działające fragmenty narządu słuchu, szare pole oznacza uszkodzony fragment narządu słuchu.

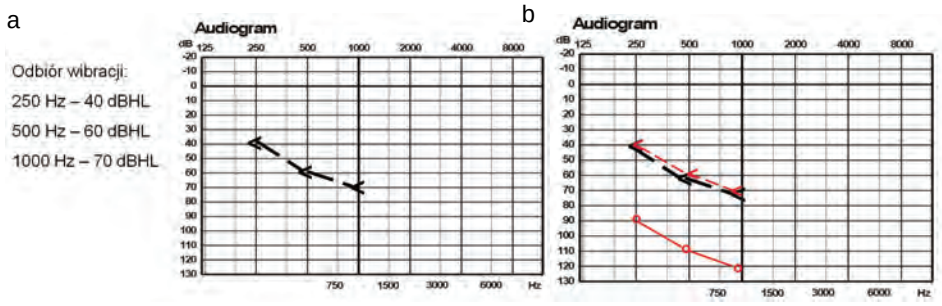
Jeżeli uszkodzenie słuchu występuje zarówno w układzie przewodzeniowym, jak i odbiorczym narządu słuchu (ryc. 21a), wówczas zarówno próg przewodnictwa powietrznego, jak i próg przewodnictwa kostnego wykażą ubytki słuchu. Próg przewodnictwa kostnego powinien wykazać mniejsze ubytki słuchu niż próg przewodnictwa powietrznego (ryc. 21b). Różnica między progiem przewodnictwa powietrznego i progiem przewodnictwa kostnego (PP – PK) powinna wynosić przynajmniej 15 dB. Różnica ta nazywana jest **rezerwą ślimakową** (*Air-Bone Gap*, ABG). Pokazuje ona, jak duże jest uszkodzenia układu przewodzeniowego. Jeżeli mamy uszkodzony zarówno układ przewodzeniowy, jak i odbiorczy, mówimy wówczas o uszkodzeniu mieszanym (ryc. 21).



Ryc. 21. Mieszane uszkodzenie słuchu – schemat stanu narządu słuchu (a) oraz audiogram odzwierciedlający mieszany ubytek słuchu (b)

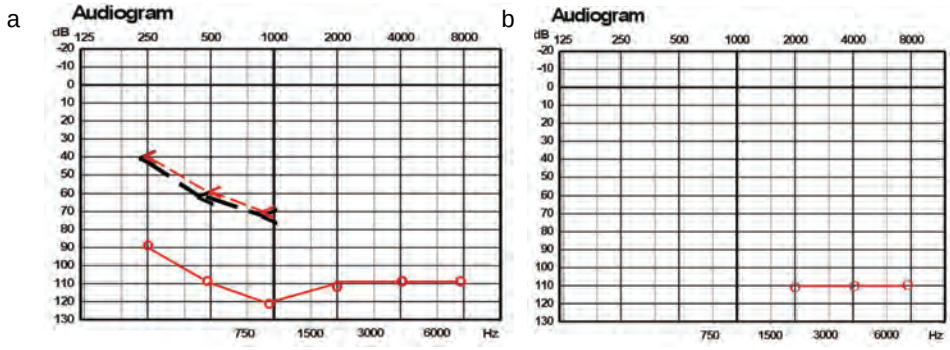
Białe pola oznaczają prawidłowo działające fragmenty narządu słuchu, szare pole oznacza uszkodzony fragment narządu słuchu.

Przy bardzo dużych ubytkach słuchu pacjenci szybciej odbierają wibrację niż spostrzegają dźwięk. Na rycinie 22a przedstawiono progi odczucia wibracji określone według normy PN-EN ISO 8253-1/2005. Jeżeli z przeprowadzonych badań uzyskamy audiogram zarówno dla przewodnictwa powietrznego, jak i kostnego tylko dla częstotliwości 250 Hz, 500 Hz i 1000 Hz, a otrzymane krzywe są równoległe do siebie (ryc. 22b), wówczas możemy się spodziewać, że pacjent nie słyszy dźwięków, tylko odbiera wibracje zarówno poprzez słuchawkę na przewodnictwo kostne, jak i na przewodnictwo powietrzne. Zjawisko to nazywamy **efektem palestezji** (czucie drgań) i w takim przypadku pacjent jest niesłyszący (Bystrzanowska, 1978).



Ryc. 22. Odbiór wibracji – progi odbioru wibracji według normy PN-EN ISO 8253-1/2005) (a) oraz efekt palestezji (b)

Przy bardzo dużych ubytkach słuchu często dochodzi do zafałszowania wyników ze względu na odbiór wibracji. Za pomocą ryciny 23a zaprezentowano przykład zafałszowania wyników audiometrii tonalnej przez odbiór wibracji. Najprawdopodobniej pacjent ten ma tylko resztki słuchowe (ryc. 23b).



Ryc. 23. Resztki słuchowe – zafałszowane przez odbiór wibracji wyniki badań (a) i faktyczny audiogram (b)

5. STOPIEŃ USZKODZENIA SŁUCHU

Stopień uszkodzenia słuchu można określić w odniesieniu do możliwości komunikowania się (socjalny ubytek słuchu) lub w odniesieniu do konsekwencji wykonywania danego zawodu (zawodowe uszkodzenie słuchu – patrz. *Kliniczne i orzecznicze aspekty uszkodzenia słuchu przez hałas*). Stopień uszkodzenia słuchu w odniesieniu do socjalnego ubytku słuchu można ocenić według różnych skal. W tabeli 6 przedstawiono stopnie uszkodzenia słuchu określone według Międzynarodowego Biura Audiofonologii (BIAP), Amerykańskiego Towarzystwa Mowy Języka i Słuchu (American Speech-Language-Hearing Association, ASHA) oraz Światowej Organizacji Zdrowia (World Health Organization, WHO) z 1980 i z 1997 r.

Według Międzynarodowego Biura Audiofonologii (BIAP) wyróżnia się **cztery stopnie uszkodzenia słuchu** (Szczepankowski, 1999). **Uszkodzenie słuchu w stopniu lekkim (*mild*), umiarkowanym (*moderate*), znacznym (*severe*) i głębokim (*profound*).** Tym przymiotnikom, w zależności od wytycznych określających sposób obliczenia ubytku słuchu, przypisywane są różne wartości (tab. 6). W większości przypadków stopień uszkodzenia słuchu wyznacza się jako średnią arytmetyczną ubytków słuchu dla trzech częstotliwości: 500 Hz, 1000 Hz i 2000 Hz (BIAP, ASHA, WHO, 1980). Najnowsze wytyczne WHO z 1997 r. (WHO/PDH/97.3, 1997) zalecają określenie stopnia uszkodzenia słuchu na podstawie średniej arytmetycznej ubytków słuchu dla czterech częstotliwości: 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz i 4000 Hz. **Należy pamiętać, że stopień uszkodzenia słuchu określa się na podstawie ubytków słuchu w uchu lepszym!!! Według Szczepankowskiego (1999), jeżeli różnica w ubytkach słuchu między uszami jest większa niż 25 dB, w celu określenia stopnia uszkodzenia słuchu pacjenta do ubytku słuchu w uchu lepszym dodaje się 5 dB.**

Kiedyś (tab. 6 – BIAP) za słuch prawidłowy uważano ten, dla którego ubytki słuchu w uchu lepszym nie przekraczały 20 dB. Obecnie granica ta została podwyższona i za słuch prawidłowy uważa się słuch, dla którego ubytki słuchu nie przekraczają 25 dB (tab. 6). Jako głęboki ubytek słuchu niegdyś uważano ubytki powyżej 90 dB, obecnie (wg WHO-WHO/PDH/97.3, 1997) ubytki przekraczające 80 dB (tab. 6).

Oprócz określenia ubytków słuchu w dB ubytki słuchu można podać w %. Opierając się na danych WHO, według Grzesika (1994) procent ubytku słuchu można obliczyć, przyjmując, że ubytek 25 dB odpowiada 0% ubytku słuchu, a ubytek 80 dB HL odpowiada 100-procentowemu ubytkowi słuchu, stąd 55 dB – odpowiada 100-procentowej rozpiętości ubytków słuchu, a 1 dB ubytków słuchu ponad 25 dB HL oznacza utratę społecznej wydolności

o 1,8%, na przykład ubytkowi 40 dB HL odpowiada ((40 – 25) × 1,8%)) – 27-procentowy ubytek słuchu, a ubytkowi 75 dB HL (50 × 1,8%) odpowiada 90-procentowy ubytek słuchu.

Tabela 6. Sposoby określenia stopnia uszkodzenia słuchu według wytycznych BIAP, ASHA, WHO-1980 (Szczepankowski, 1999) i WHO-1997 (WHO/PDH/97.3, 1997) na podstawie progu słyszalności w uchu lepszym

Stopień uszkodzenia słuchu	BIAP- (0,5, 1, 2 kHz) (4 kHz)*	ASHA-1981 (0,5, 1, 2 kHz)	WHO-1980 (0,5, 1, 2 kHz)	WHO-1997 (0,5, 1, 2, 4 kHz)
0 Prawidłowy	**do 20 dB HL**	**–10–15 dB HL**	**do 25 dB HL**	**do 25 dB HL**
Łagodny, na granicy normy (*slight*)		16–25 dB HL		
1 Lekki (*mild*)	**21–40 dB HL**	**26–40 dB HL**	**26–40 dB HL**	**26–40 dB HL**
2 Umiarkowany (*moderate*)	**41–70 dB HL**	**41–55 dB HL**	**41–55 dB HL**	**41–60 dB HL**
Dość znaczny (*moderately severe*)		56–70 dB HL	56–70 dB HL	
3 Znaczny (*severe*)	**71–90 dB HL**	**71–90 dB HL**	**71–90 dB HL**	**61–80 dB HL**
4 Głęboki (*profound*)	**ponad 90 dB HL**	**ponad 90 dB HL**	**ponad 90 dB HL**	**ponad 80 dB HL**

Chcąc określić obuuszny procentowy ubytek słuchu, należy skorzystać z poniższego wzoru:

$$N_{\%ob} = \frac{5 \times N_{\%L} + N_{\%G}}{6} \tag{10}$$

gdzie:

$N_{\%L}$ – procentowy ubytek słuchu w uchu lepszym,

$N_{\%G}$ – procentowy ubytek słuchu w uchu gorszym.

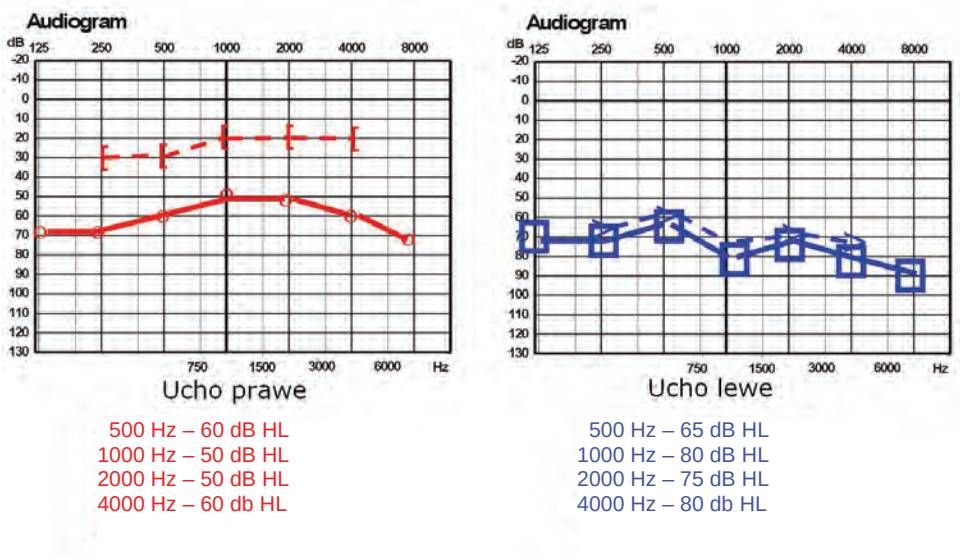
Na rycinie 24 przedstawiono przykładowy audiogram, dla którego zaprezentowano sposób obliczenia stopnia uszkodzenia słuchu w dB oraz w %. W uchu prawym średni ubytek słuchu liczony według WHO-1997 dla czterech częstotliwości (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz i 4000 Hz) wynosi 55 dB HL, a w uchu lewym 75 dB HL. Zgodnie z tym, co powiedziano, stopień uszkodzenia słuchu określamy na podstawie ucha lepszego i w przypadku tego

pacjenta stwierdzono uszkodzenie słuchu drugiego stopnia, to znaczy uszkodzenie słuchu w stopniu umiarkowanym (tab. 6).

W uchu prawym % ubytku słuchu wynosi: (55–25) × 1,8 = 30 × 1,8 = 54%.

W uchu lewym % ubytku słuchu wynosi: (75–25) × 1,8 = 50 × 1,8 = 90%.

Obuuszny procentowy ubytek słuchu wynosi: $\frac{5 \times 54\% + 90\%}{6} = 60\%$.



Ryc. 24. Przykładowy audiogram, na podstawie którego został zaprezentowany sposób obliczenia stopnia uszkodzenia słuchu

6. RELACJE MIĘDZY BADANIAMI STROIKOWYMI A AUDIOMETRIĄ PROGOWĄ

Zarówno badania stroikowe, jak i progowe badania audiometryczne określają rodzaj uszkodzenia słuchu. Badania stroikowe (Rinnego, Schwabacha) pozwalają określić, czy mamy uszkodzenie odbiorcze, czy uszkodzenie przewodzeniowe. Badania Binga, Lewisa-Federici i Gelego pozwalają stwierdzić, czy w narządzie słuchu mamy uszkodzony układ przewodzeniowy, czy nie. Progowe badania audiometryczne umożliwiają określenie, czy słuch jest prawidłowy, czy uszkodzony, czy mamy uszkodzenie przewodzeniowe, odbiorcze, czy mieszane. Współcześnie głównym zadaniem badań stroikowych jest potwierdzenie rodzaju uszkodzenia słuchu określonego w badaniach audiometrycznych, zasada *cross check principle* Jergera (wyniki badania jedną

metodą powinny być potwierdzane inną). Przeprowadzono badania sprawdzające relację między wynikami badań stroikowych a progowymi badaniami audiometrycznymi (Petzke, 2004). W tabeli 7 przedstawiono rezultaty badań stroikowych dla osób z prawidłowym słuchem. U wszystkich badanych próba Webera wskazywała na słuch symetrycznych. Próba Rinnego dała wyniki dodatnie, co dowodzi, że wybrzmiewanie stroika na drodze przewodnictwa powietrznego jest dłuższe niż na drodze przewodnictwa kostnego. Wybrzmiewanie na drodze przewodnictwa powietrznego w większości przypadków było dłuższe, o więcej niż 30 s, od czasu wybrzmiewania stroika na drodze przewodnictwa kostnego. W próbie Schwabacha czas wybrzmiewania stroika na drodze przewodnictwa kostnego wynosił 20–30 s, co jest typowe dla słuchu prawidłowego i stroika o częstotliwości 256 i 512 Hz (Bystrzanowska, 1978). Próba Binga w większości przypadków dała wynik dodatni, tylko w kilku przypadkach wynik był niepewny (pacjent nie umiał odpowiedzieć, czy głośniej słyszy, gdy ucho jest zamknięte, czy gdy ucho jest otwarte).

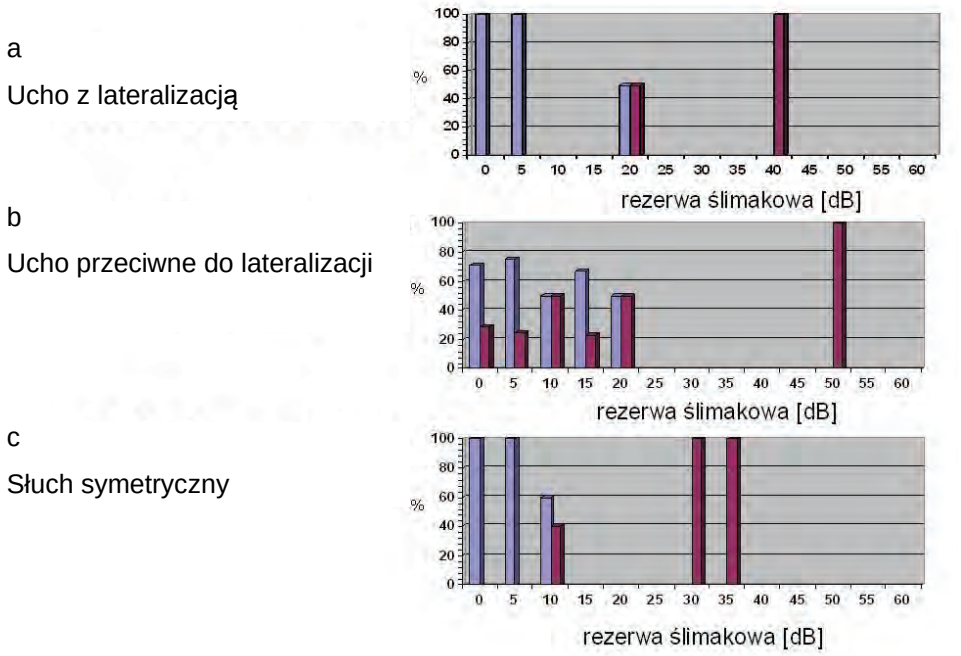
Tabela 7. Wyniki badań stroikowych dla osób z prawidłowym progiem słyszalności

Lp. pacjenta	Ucho prawe				Ucho lewe		
	BING	SCHWABACH	RINNE	WEBER	RINNE	SCHWABACH	BING
1.	+	34''	62''/27''	↔	53''/30''	31''	+
2.	+/–	28''	43''/25''	↔	49''/22''	18''	+/–
3.	+	28''	57''/30''	↔	56''/26''	28''	+
4.	+	32''	74''/35''	↔	73''/34''	34''	+
5.	+	34''	63''/38''	↔	60''/38''	33''	+
6.	+	30''	54''/28''	↔	51''/27''	29''	+
7.	+	26''	61''/25''	↔	63''/27''	29''	+
8.	+	31''	53''/30''	↔	60''/30''	31''	+
9.	+/–	23''	58''/21''	↔	56''/23''	25''	+/–
10.	+	32''	67''/34''	↔	69''/34''	25''	+

Źródło: Petzke, 2004

Na rycinie 25 przedstawiono, jak wielkość rezerwy ślimakowej i kierunek lateralizacji w próbie Webera wpływają na wyniki próby Rinnego. Böhme (1993) uważa, iż wyniki próby Rinnego zależą od wielkości rezerwy ślimakowej. Kiedy rezerwa ślimakowa jest mniejsza od 15 dB (mówimy wówczas, że brak jest rezerwy ślimakowej), próba Rinnego powinna wyjść dodatnia. Kiedy natomiast rezerwa ślimakowa jest większa lub równa 30 dB, próba Rinnego powinna wyjść ujemna. Jeżeli rezerwa ślimakowa jest większa niż 15 dB i mniejsza niż 30 dB, wówczas wyniki próby Rinnego są nie-

pewne. Petzke (2004) potwierdza występowanie takiej zależności tylko dla ucha, do którego lateralizował dźwięk w próbie Webera. Przy słuchu symetrycznym niepewne wyniki uzyskiwano przy rezerwie ślimakowej mniejszej niż 15 dB. Kiedy badania przeprowadzono dla ucha przeciwnego do ucha z lateralizacją dźwięku w próbie Webera, próba Rinnego dawała wiarygodne wyniki tylko wówczas, gdy rezerwa ślimakowa przekraczała 30 dB. Brak maskowania ucha przeciwnego do ucha z lateralizacją powodował zafałszowanie wyników badań stroikowych.

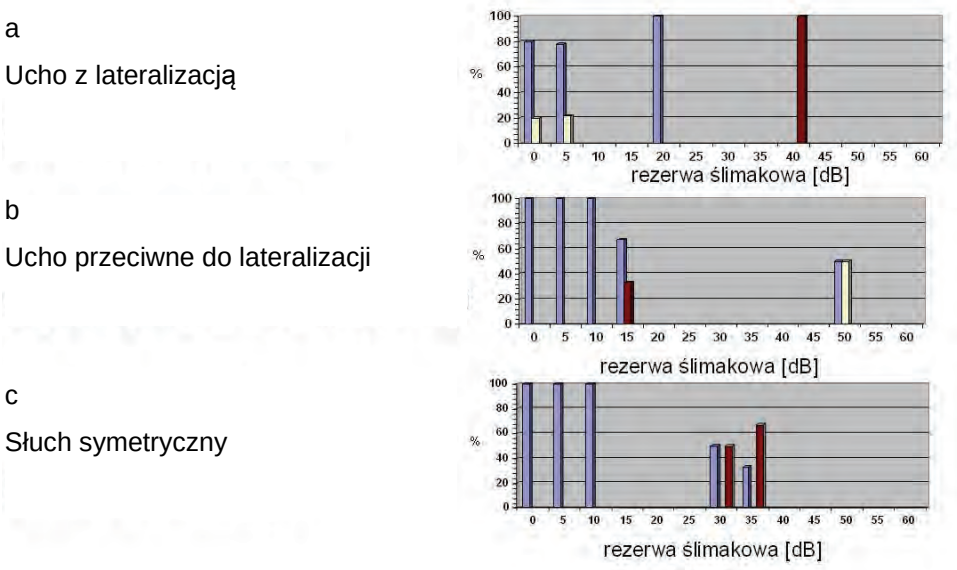


Ryc. 25. Procentowy rozkład wyników próby Rinnego w relacji do wielkości rezerwy ślimakowej dla ucha z lateralizacją (a), ucha przeciwnego do kierunku lateralizacji (b), słuchu symetrycznego (c) (Petzke, 2004)

Kolorem niebieskim zaznaczono dodatnie wyniki próby Rinnego, kolorem bordowym ujemne wyniki próby Rinnego.

Na rycinie 26 zaprezentowano, jak wielkość rezerwy ślimakowej i kierunek lateralizacji w próbie Webera wpływają na wyniki próby Schwabacha. Dla ucha, do którego lateralizował dźwięk w próbie Webera (ryc. 26a). Schwabach był wydłużony, kiedy rezerwa ślimakowa przekraczała 30 dB. Jednak przy rezerwie 20 dB otrzymywano jeszcze skrócony czas wybrzmiewania stroika, a u 20% z uszkodzeniem odbiorczym uzyskano wyniki wskazujące na prawidłowy słuch. Przy słuchu symetrycznym (ryc. 26c) uzyskano

Schwabacha skróconego nawet przy rezerwie ślimakowej 30–35 dB. Dla ucha przeciwnego do ucha z lateralizacją dźwięku w próbie Webera otrzymano wyniki Schwabacha skróconego i fizjologicznego przy rezerwie ślimakowej 50 dB, Schwabacha wydłużonego zaś przy rezerwie 15 dB (ryc. 26b). Wynik ten, podobnie jak wynik próby Rinnego, pokazuje, że brak maskowania ucha przeciwnego do ucha z lateralizacją w próbie Webera powoduje zafałszowanie wyników badań stroikowych.



Ryc. 26. Procentowy rozkład wyników próby Schwabacha w relacji do wielkości rezerwy ślimakowej dla grupy słuchaczy dla ucha z lateralizacją (a), ucha przeciwnego do kierunku lateralizacji (b), słuchu symetrycznego (c) (Petzke, 2004)

Kolor niebieski – Schwabach skrócony, kolor bordowy – Schwabach wydłużony, kolor żółty – Schwabach fizjologiczny.

Za pomocą ryciny 27 przedstawiono, jak wielkość rezerwy ślimakowej i kierunek lateralizacji w próbie Webera wpływają na wyniki próby Binga. Dla ucha, do którego lateralizował dźwięk w próbie Webera (ryc. 27a), próba Binga dawała dodatnie wyniki przy rezerwie ślimakowej nieprzekraczającej 20 dB. Dla rezerwy ślimakowej 40 dB dawała wynik ujemny. Wynik ujemny w 50% uzyskano też przy rezerwie ślimakowej 20 dB. Przy słuchu symetrycznym otrzymano niepewne wyniki. W uchu przeciwnym do latera-

lizacji (ryc. 27b), przy rezerwie ślimakowej 15 dB, wyniki próby Binga były niepewne. Dla słuchu symetrycznego (ryc. 27c) próba Binga była niepewna, kiedy rezerwa ślimakowa wynosiła 30–35 dB. Przy braku rezerwy ślimakowej próba Binga dawała wyniki dodatnie.

a

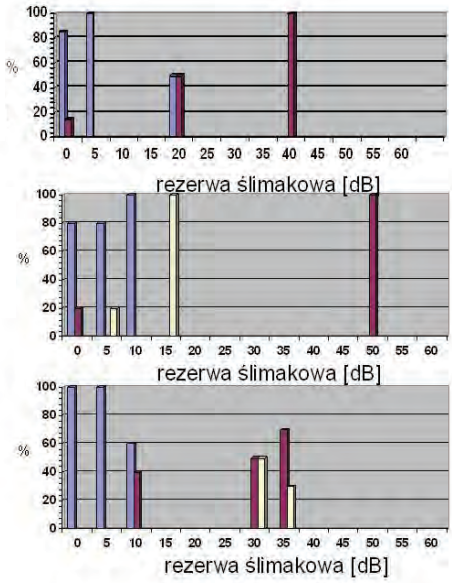
Ucho z lateralizacją

b

Ucho przeciwne do lateralizacji

c

Słuch symetryczny



Ryc. 27. Procentowy rozkład wyników próby Binga w relacji do wielkości rezerwy ślimakowej dla ucha z lateralizacją (a), ucha przeciwnego do kierunku lateralizacji (b), słuchu symetrycznego (c) (Petzke, 2004)

Kolorem niebieskim zaznaczono próbę dodatnią, kolorem bordowym próbę ujemną, kolorem żółtym próbę niepewną.

W tabeli 8 zestawiono wyniki badań audiometrycznych z wynikami prób stroikowych. Porównywanie rezultatów prób stroikowych i badań audiometrycznych przeprowadzono dla częstotliwości odpowiadającej częstotliwości brzmienia stroika, tylko takie porównanie ma sens. Najrzetelniejsze wyniki prób stroikowych uzyskuje się dla uszu symetrycznie słyszących oraz dla uszu, do których lateralizował dźwięk w próbie Webera. Próba Rinnego pozwala najtrafniej ze wszystkich testowanych prób zdiagnozować rodzaj niedosłuchu (100% zgodności między wynikami). Przeprowadzając badania stroikowe, wystarczy więc wykonać próbę Webera i Rinnego. Należy pamiętać, że największe rozbieżności między próbami stroikowymi i wynikami audiometrycznymi występują przy uszkodzeniu mieszanym.

Tabela 8. Relacje między wynikami badań audiometrycznych i wynikami poszczególnych prób stroikowych

Ucho z lateralizacją			
Zgodność wyników (bez niedosłuchu mieszanego)	RINNE	SCHWABACH	BING
	100%	89%	84%
Niedosłuch mieszany	50% – P. 50% – O.	25% – P. 75% – O.	100% – P.
Słuch symetryczny			
Zgodność wyników (bez niedosłuchu mieszanego)	RINNE	SCHWABACH	BING
	100%	78%	91%
Niedosłuch mieszany	57% – P. 43% – O.	100% – O.	57% – P. 43% – O.

Źródło: Petzke, 2004

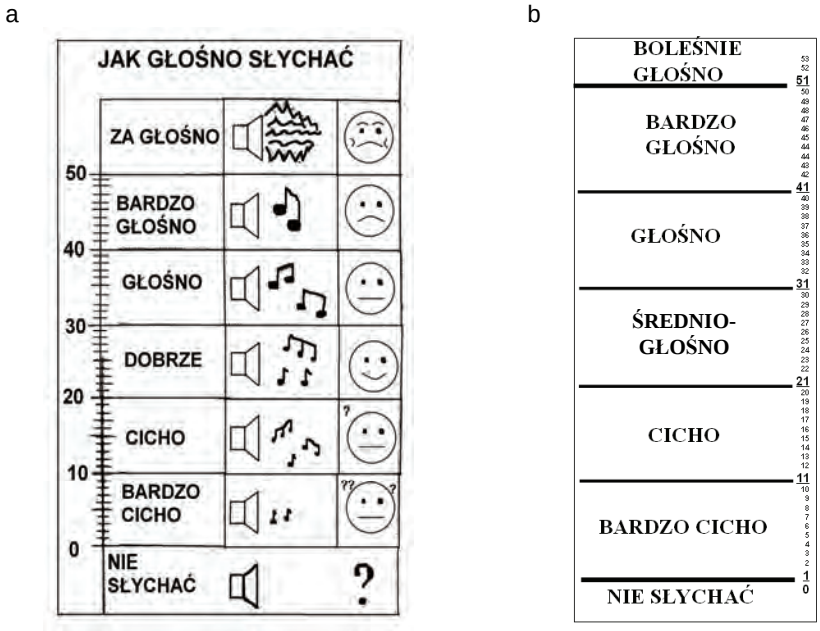
7. BADANIA NADPROGOWE

Audiometria progowa ocenia stan słuchu na granicy słyszenia, pozwala także określić wielkość ubytków słuchu i zgrubnie zlokalizować miejsce uszkodzenia narządu słuchu. Z kolei audiometria nadprogowa bada wpływ bodźców nadprogowych (**> 0 dB SL**) na narząd słuchu i pozwala precyzyjnie wskazać miejsce uszkodzenia narządu słuchu. Rozróżniamy cztery rodzaje prób nadprogowych: pomiary wyrównania głośności, określenie zdolności różnicowania natężeń, badanie słuchu w szumie oraz pomiar zmęczenia i adaptacji. Chociaż w audiologii badania nadprogowe nie są popularne, w coraz większym stopniu zastępują je badania obiektywne. Wydaje się, że dla protetyka słuchu niektóre z prób nadprogowych nadal odgrywają ważną rolę.

7.1. Próby wyrównania głośności

Pomiary wyrównania głośności są jedną z ważniejszych prób nadprogowych, pozwalającą określić stan ślimaka. Już na początku XX w. zaobserwowano występowanie zjawiska wyrównania głośności (*loudness recruitment*), które polega na tym, że osoba z uszkodzonym słuchem nie słyszy cichych dźwięków, dźwięki o średnim poziomie słyszy tak samo głośno jak osoby prawidłowo słyszące, a dźwięki o dużym poziomie słyszy głośniej niż osoby prawidłowo słyszące. Najstarszą próbą umożliwiającą zbadanie występowania zjawiska wyrównania głośności jest próba Fowlera z 1936 r.,

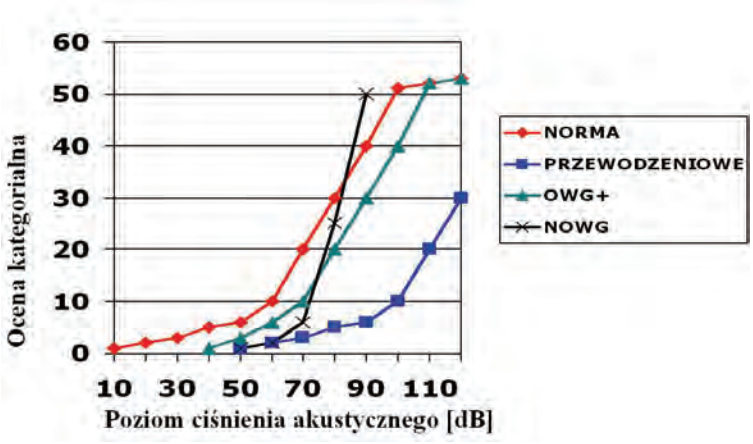
nazywana próbą ABLB – *Alternate Binaural Loudness Balance* (naprzemienne dwuuszne porównanie głośności). Można ją stosować tylko wtedy, kiedy w jednym uchu mamy dużo lepszy słuch (przynajmniej o 30 dB) niż w uchu drugim. Obecnie do celów protetycznych zdecydowanie częściej wykorzystuje się kategorialne skalowanie głośności, które nie tylko pozwala pokazać, że u pacjenta występuje efekt wyrównania głośności, ale pozwala także precyzyjnie określić wymagane wzmocnienie sygnału dla poszczególnych poziomów wejściowych i częstotliwości. Kategorialne skalowanie głośności umożliwia jednouszne badanie wyrównania głośności. Pacjent ocenia głośność dźwięku na siedmiopunktowej skali: nie słychać (wartość 0), słychać bardzo cicho (wartość 1–11), słychać cicho (wartość 11–20), słychać średnio głośno (dobrze) (wartość 21–30), słychać głośno (wartość 31–40), słychać bardzo głośno (wartość 41–50) i słychać za głośno (wartość powyżej 50) – rycina 28. W ocenie głośności dźwięku stosuje się sygnały tonowe lub szumy



Ryc. 28. Skala stosowana w ocenie kategorialnej głośności dźwięków podczas badania dzieci (a) i podczas badania osób dorosłych (b)

wąskopasmowe. Dzięki temu można określić, jak dla poszczególnych częstotliwości sygnałów pacjent ocenia głośność dźwięku w zależności od jego poziomu. Na rycinie 29 pokazano przebieg krzywych kategorialnego skalowania głośności w zależności od tego, czy występuje zjawisko wyrównania

głośności, czy nie. Jeżeli u badanego pacjenta nie występuje wyrównanie głośności, krzywa skalowania kategorialnego głośności przebiega równolegle do krzywej wzorcowej (normy), jest przesunięta o stałą wartość wzmocnienia. Jeżeli u pacjenta występuje wyrównanie głośności, to krzywa skalowania kategorialnego początkowo jest przesunięta względem krzywej wzorcowej, a przy wyższych poziomach obie krzywe łączą się. Przy nadmiernym efekcie wyrównania głośności krzywa skalowania kategorialnego początkowo jest przesunięta w stosunku do krzywej wzorcowej, ale przy wyższych poziomach dźwięku przecina krzywą wzorcową, wskazując, że osoba z ubytkiem słuchu przy danym poziomie dźwięku słyszy dźwięk głośniej niż osoba z prawidłowym słuchem (ryc. 29).



Ryc. 29. Wyniki kategorialnej oceny głośności dźwięku dokonanej przez osobę: ze słuchem normalnym, z objawem wyrównania głośności (OWG+), z nadmiernym objawem wyrównania głośności (NOWG) i bez wyrównania głośności (uszkodzenie przewodzeniowe)

Słuch normalny – krzywa z punktami zaznaczonymi w postaci wypełnionych trapezów, objaw wyrównania głośności (OWG+) – krzywa z wypełnionymi trójkątami, nadmierny objaw wyrównania głośności (NOWG) – krzywa z punktami zaznaczonymi krzyżykami, bez wyrównania głośności (uszkodzenie przewodzeniowe) – krzywa z punktami zaznaczonymi wypełnionymi kwadracikami

Protetyk słuchu może podejrzewać występowanie wyrównania głośności u pacjenta także wówczas, jeżeli przy wykreśleniu krzywych progowych pacjent w sposób bardzo zdecydowany, szybko i bezbłędnie podaje wartość progową oraz jeśli pacjent szybko uzyskuje granicę bólu przy nieosiąganiu granic wydolności audiometru, a także kiedy wykonujemy stroikową próbę Webera i pacjent w trakcie wybrzmiewania stroika wskazuje na zmieniającą się lateralizację dźwięku.

7.2. Próby różnicowania natężenia

Próbę różnicowania natężenia dźwięku można wykonywać zarówno dla dźwięków nadprogowych (próba Lüschera–Zwisłockiego z 1949 r.), próba SISI z 1959 r., jak i na poziomie progowym (audiometria Békésy'ego).

Współcześnie w protetyce słuchu najczęściej stosowana jest próba SISI (*Short Increment Sensitivity Index* – wskaźnik wrażliwości na krótkie przyrosty natężenia), którą można wykonać na audiometrach diagnostycznych. Twórcą próby SISI jest Jerger (Katz, 1994). Próba SISI polega na podawaniu pacjentowi ciągłego sygnału o poziomie 20 dB SL, w którym co 5 s występuje zmiana sygnału o 1 dB. Takich zmian w sygnale podczas badania jest 20. Zadaniem pacjenta jest zasygnalizowanie spostrzeżenia występującej zmiany w sygnale. Nim przystąpi się do próby SISI, pacjentowi najczęściej podaje się 5 dB zmiany poziomu w sygnale, żeby go nauczyć, na co ma zwracać uwagę w czasie badania. Wynikiem badania próbą SISI jest procent uzyskanych poprawnych odpowiedzi przy zmianie poziomu natężenia sygnału o 1 dB.

Według Jergera (Katz, 1994) próbę SISI powinno się wykonywać dla częstotliwości powyżej 1000 Hz, gdyż przy uszkodzeniu ślimaka wyniki SISI wynoszą: 80–100% dla częstotliwości 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz; 40–60% dla częstotliwości 1000 Hz; 0–20% dla częstotliwości 250–500 Hz. Kiedy SISI przeprowadzane jest dla częstotliwości powyżej 1000 Hz, wówczas interpretacja otrzymanych wyników jest następująca: 0–20% – norma lub uszkodzenie przewodzeniowe albo uszkodzony VIII nerw (nerw słuchowo-przedsionkowy), 25–75% – niepewna diagnostyka, 80–100% – uszkodzenie ślimaka.

Należy pamiętać, że jedynie próba SISI określa nam w sposób wiarygodny, czy występuje, czy nie występuje uszkodzenie narządu słuchu w ślimaku.

7.3. Próby adaptacyjne i zmęczenie słuchu

Wszystkie wrażenia zmysłowe tracą na intensywności w miarę przedłużenia się wpływu bodźca. Przyczyną tego jest: odruchowy skurcz mięśni śródusznych, droga eferentna – odśrodkowe impulsy nerwowe, spadek częstotliwości wyzwalania impulsów nerwowych, niespecyficzne reakcje typu biofizycznego i biochemicznego w komórkach rzęsatych narządu Cortiego, mechaniczne uszkodzenia komórek słuchowych i zakończeń nerwowych.

Obniżenie wrażliwości komórek zmysłowych pod wpływem długotrwałego bodźca dźwiękowego, a co z tego wynika – podwyższenie progu słyszalności może wiązać się z adaptacją lub zmęczeniem słuchu. **Adaptacją**

nazywamy podwyższenie progu słyszalności w wyniku działania bodźca i zaniku tego podwyższenia po zakończeniu jego oddziaływania. Zmęczeniem nazywamy podwyższenie progu słyszalności po zadziałaniu bodźca i pozostawienie tego podwyższenia po zakończeniu działania bodźca wywołującego zmęczenie. Adaptacja jest zjawiskiem fizjologicznym, początkiem nowego okresu czynnościowego w zmienionych warunkach. Może wystąpić już przy poziomie progowym. Zmęczenie jest zjawiskiem patologicznym powstałym pod wpływem działania na narząd słuchu zbyt silnego bodźca. Zarówno adaptacja, jak i zmęczenie zależą od natężenia, czasu trwania i widma bodźca pobudzającego narząd słuchu oraz od wrażliwości osobniczej danej osoby.

Najniższy poziom powodujący powstanie zmęczenia słuchu jest równy 75 dB SPL i musi oddziaływać na słuch przez wiele godzin (Grzesik, 1977).

Miarą stopnia zmęczenia jest czas powrotu progu do normy; im czas regeneracji jest dłuższy, tym zmęczenie było większe. Maksymalne czasowe podwyższenie progu słyszalności (*Temporary Threshold Shift*, TTS) związane ze zmęczeniem otrzymuje się po 24 godz. ekspozycji. Przedłużenie ekspozycji nie zmienia TTS – TTS osiąga nasycenie. Jeżeli TTS jest równe 50 dB, odnowa narządu słuchu trwa 16 godz., jeżeli TTS wynosi 60 dB – odnowa trwa kilka dni (Grzesik, 1977). Żeby narząd słuchu mógł odpocząć, osoba powinna przebywać w środowisku akustycznym nieprzekraczającym poziomu 60 dB SPL (Grzesik, 1977).

Z badań wynika, że tony wysokie wywołują silniejszą adaptację niż tony niskie. W zakresie częstotliwości poniżej 1000 Hz bodziec tonalny powoduje większe TTS (o 15 dB) niż dźwięk, w którym ta sam energia jest rozłożona na szersze pasmo częstotliwości. Hałas, którego energia jest skupiona w paśmie od 2000 do 6000 Hz, jest bodźcem silniej męczącym niż inne hałasy (Grzesik, 1977). Jeżeli bodźcem męczącym jest ton, to TTS przypada na częstotliwości leżące o $^1/_2$ do 1 oktawę wyżej. Jeżeli bodziec jest pasmem szumu o szerokości tercji lub oktawy, maksimum TTS przypada na $^1/_2$ do 1 oktawę powyżej górnej częstotliwości pasma hałasu. Ekspozycja przerywana powoduje mniejsze TTS niż ciągła. Bardzo szkodliwy jest hałas impulsowy – maksimum TTS przypada wówczas na 6000 Hz (impulsy dłuższe – maksimum TTS dla 5000 Hz, krótsze dla 12 000 Hz) (Grzesik, 1977).

Zmiany głośności związane z adaptacją osiągają swoje maksimum po około 4–7 min działania bodźca. Najbardziej popularną próbą badania adaptacji jest próba zanikania tonu TDT (*Ton Decay Test*) Carharta z roku 1957. Chcąc przeprowadzić tę próbę, przede wszystkim należy wyznaczyć krzywą progu słyszalności. Następnie nadajemy pacjentowi ton ciągły o częstotliwościach 1, 2 lub 4 kHz oraz o poziomie 5 dB SL lub o poziomie progowym i polecamy osobie badanej sygnalizowanie zaniku tonu. Za każdym

razem, kiedy osoba zasygnalizuje zanik tonu, zwiększamy poziom sygnału o 5 dB. Procedurę wykonujemy tak długo, aż pacjent przez minutę słyszy dźwięk bez zaniku. Próba jest prosta dla pacjenta i łatwa do przeprowadzenia na każdym audiometrze. Wyniki tej próby zinterpretował Rosenberg w roku 1958 (Martin, 1991). Zgodnie z tą interpretacją, jeżeli osoba badana słyszy dźwięk na poziomie 0 lub 5 dB SL przez 1 min, to jej słuch jest w normie. Jeżeli przez minutę słyszany jest dźwięk na poziomie 10–15 dB SL, sytuacja jest diagnostycznie niejednoznaczna i przez Rosenberga określona jako łagodny zanik dźwięku. Umiarkowany zanik dźwięku to spostrzeganie dźwięku na poziomie 20–25 dB SL przez minutę (występuje przy uszkodzonym ślimaku). Przy uszkodzeniu powyżej ślimaka mamy do czynienia ze znacznym zanikiem dźwięku. Dźwięk spostrzegany jest przez minutę, kiedy ma poziom 30 dB SL lub wyższy.

Współcześnie przyjmuje się, że próba zanikania tonu jest diagnostycznie jednoznaczna dla uszkodzeń powyżej ślimaka.

Opisano wiele prób zmęczenia słuchu (Pruszewicz, 2000), jednak obecnie żadna z nich nie ma wartości diagnostycznej.

7.4. Test TEN

Jedną z prób badań nadprogowych jest badanie słuchu w szumie. Pierwszy badanie takie opisał i zinterpretował jego wyniki Langenbeck w 1951 r. Próbę tę dziś zastąpił test TEN (*Threshold Equalising Noise*) stworzony przez Moore'a w 2000 r. Test TEN służy do wykrywania martwych obszarów w ślimaku. Pod pojęciem **martwy obszar** (*dead region*) rozumie się obszar w ślimaku, przez który nie jest transmitowany impuls elektryczny z narządu Cortiego do centralnego układu odbiorczego. Przyczyną istnienia martwego obszaru może być uszkodzenie komórek słuchowych wewnętrznych lub uszkodzenie neuronów bądź uszkodzenie zarówno komórek słuchowych wewnętrznych, jak i neuronów.

W teście TEN wykorzystany jest szum TEN, w którym dla każdej częstotliwości z zakresu 250–15 000 Hz moc sygnału *Ps* na progu detekcji jest stała i opisana poniższym wzorem:

$$P_S = N_0 \times K \times \mathrm{ERB} \tag{11}$$

gdzie:

N_0 – widmo gęstości mocy szumu,

ERB – ekwiwalentna szerokość prostokątna filtru słuchowego (wzór 12),

K – stosunek sygnału do szumu na wyjściu filtru słuchowego.

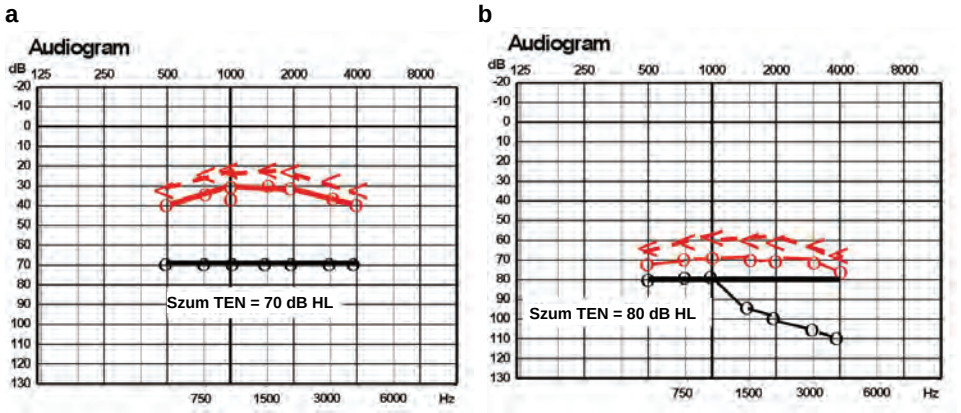
$$\mathrm{ERB} = 24{,}7 \times (4{,}37 \times F + 1) \tag{12}$$

gdzie:

F – częstotliwość sygnału [kHz].

Istnieją już audiometry, które pozwalają wykonać test TEN w dB HL bez używania dodatkowego sprzętu (Moore, 2013). Audiometr taki musi być wyposażony w specjalny program pozwalający przeprowadzić takie badanie oraz słuchawki TDH39, na które został przygotowany ten test. Test TEN w dB HL wykonujemy dla częstotliwości [Hz]: 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000 (ryc. 30). Na początku badania wyznaczamy próg słyszalności w ciszy. Jeżeli ubytki słuchu są mniejsze lub równe 60 dB HL, test TEN wykonujemy tylko dla jednego poziomu szumu TEN = 70 dB (Moore, 2013). Jeżeli ubytki słuchu przekraczają 70 dB HL (często wiąże się to z martwymi obszarami), test TEN wykonujemy na poziomie o 10 dB wyższym niż najniższy otrzymany dla którejkolwiek z częstotliwości próg słyszalności. Jeśli poziom szumu przekracza 90 dB HL i jest zbyt głośny dla pacjenta, test można wykonać na poziomie progu słyszalności odpowiadającego najmniejszej wartości dla którejkolwiek z częstotliwości (Moore, 2013).

Szum TEN jest tak stworzony, że wyznaczając progi słyszalności tonów na tle tego szumu, otrzymujemy wartości progu słyszalności tonu takie same, jak wartości szumu maskującego. Jest tak, kiedy brak martwych obszarów (ryc. 30a). Jeżeli spostrzeganie tonów na tle szumu TEN wymaga poziomu przekraczającego poziom szumu o więcej niż 10 dB (ryc. 30b) lub gdy progi słyszalności tonów na tle szumu przekraczają progi słyszalności w ciszy o więcej niż 10 dB, wówczas oznacza to, że u pacjenta występują martwe obszary w ślimaku (Moore, 2003).

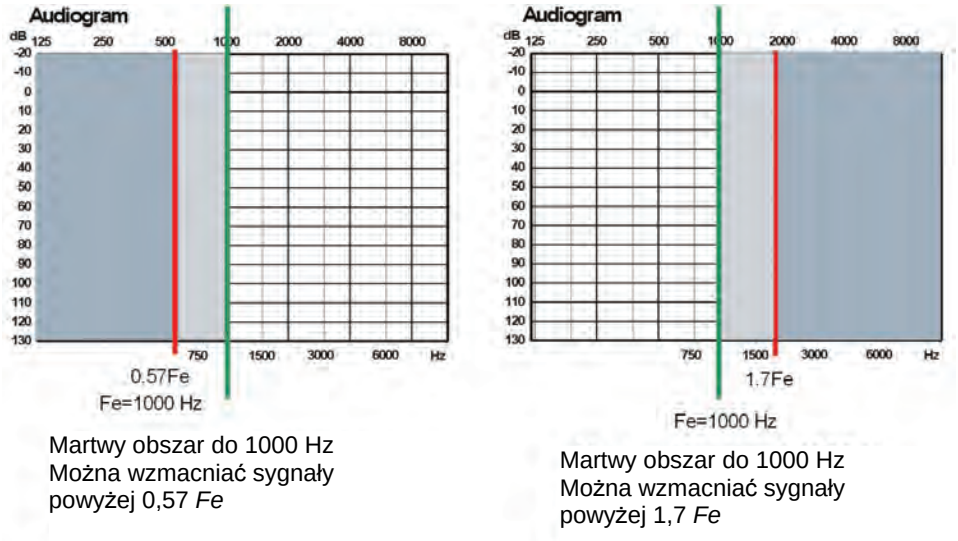


Ryc. 30. Wyniki testu TEN dla osoby bez martwego obszaru (a) i dla osoby z martwym obszarem powyżej 1 kHz (b)

Kolorem czerwonym zaznaczono audiogram bez maskowania, kolorem czarnym audiogram z maskowaniem, linią czarna ciągłą poziom szumu TEN.

Test TEN nie tylko określa zakres występowania martwego obszaru w ślimaku, ale wskazuje także, jaki zakres częstotliwości powinniśmy wzmacniać, żeby pacjent z martwymi obszarami miał korzyść z aparatu słuchowego. Baer (2002) przeprowadzając badania, stwierdził, że aparat słuchowy nie może wzmacniać dźwięków o częstotliwościach przekraczających wartość 1,7 *Fe* (*Fe* – *edge frequency*, częstotliwość brzegowa martwego obszaru) dolnej granicy częstotliwości martwych obszarów. Na przykład, jeżeli *Fe* = 1000 Hz, można wzmacniać sygnał do 1700 Hz (ryc. 31); jeśli wzmocnimy sygnał powyżej tej częstotliwości, to pacjent będzie odbierał sygnał zniekształcony, a w aparacie mogą powstać sprzężenia akustyczne. Jeżeli martwy obszar istnieje w zakresie małych częstotliwości, to nie należy wzmacniać dźwięków o częstotliwości poniżej wartości 0,57 *Fe*, górnej granicy częstotliwości martwego obszaru, na przykład jeżeli *Fe* = 1000 Hz, nie należy wzmacniać sygnałów poniżej 570 Hz (ryc. 31). Wzmacniając natomiast sygnał w tym zakresie częstotliwości, uzyskamy pogorszenie zrozumiałości mowy u pacjenta (Baer, 2002).

Na rycinie 31 przedstawiono zakres możliwego wzmocnienia sygnału zależnie od wystąpienia częstotliwości brzegowej (*Fe*) martwego obszaru; można wzmacniać sygnał z obszaru mieszczącego się między czerwoną i zielona linią (jasne szare pole).



Ryc. 31. Zalecany zakres wzmacnianych sygnałów w zależności od miejsca wystąpienia martwych obszarów

Obszar między czerwoną i zieloną linią.

Badania testem TEN mogą fałszywie określić martwe obszary w dwóch przypadkach: kiedy u badanej osoby występuje nuropatia słuchowa oraz przy głuchocie centralnej. W obu tych przypadkach próg słyszalności wyznaczony w szumie TEN jest bardzo podwyższony w całym zakresie częstotliwości (Moore, 2013).

8. PRZESŁUCH W BADANIACH NADPROGOWYCH

Podobnie jak w badaniach progowych w badaniach nadprogowych także może wystąpić przesłuch. Przesłuchu możemy się spodziewać, kiedy poziom sygnału podawanego do ucha badanego (*presentation level*, PL) i próg przewodnictwa powietrznego ucha niebadanego są większe od tłumienia międzyusznego (IA – tab. 4) dla poszczególnych częstotliwości oraz gdy PL ucha badanego jest większe od przewodnictwa kostnego ucha niebadanego o więcej niż IA dla poszczególnych częstotliwości (Katz, 1994).

W audiometrii wartość poziomu sygnału maskującego przesłuch w badaniach nadprogowych ustala się w zależności od rodzaju zastosowanych badań nadprogowych. I tak, w próbie SISI wybieramy tylko jeden poziom szumu maskującego dla poszczególnych częstotliwości (Martin, 1991):

$$SZM2 = PL1 - IA(40\ dB) + (PP2 - PK2) \tag{13}$$

gdzie:

SZM2 – poziom szumu maskującego przesłuch,

PL1 – poziom sygnału podawany do ucha badanego,

IA – tłumienie międzyuszne według tabeli 4,

PP2 – próg przewodnictwa powietrznego ucha niebadanego,

PK2 – próg przewodnictwa kostnego ucha niebadanego.

Chcąc zamaskować przesłuch mogący wystąpić podczas wykonywania próby TDT, należy wybrać tylko jeden poziom szumu maskującego dla poszczególnych częstotliwości. Poziom szumu w tym przypadku określa poniższy wzór (Martin, 1991):

$$SZM2 = PK1 + IA(40\ dB) - 5 \tag{14}$$

gdzie:

SZM2 – poziom szumu maskującego przesłuch,

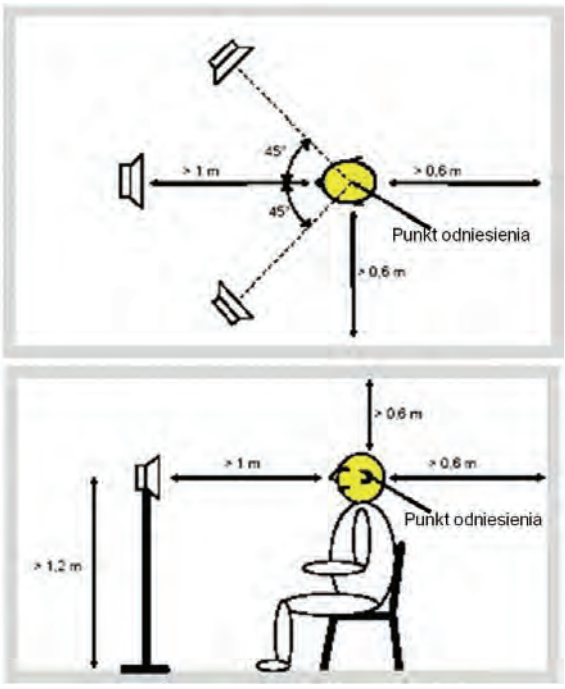
PK1 – próg słyszalności dla przewodnictwa kostnego w uchu badanym,

IA – tłumienie międzyuszne zgodnie z tabelą 4.

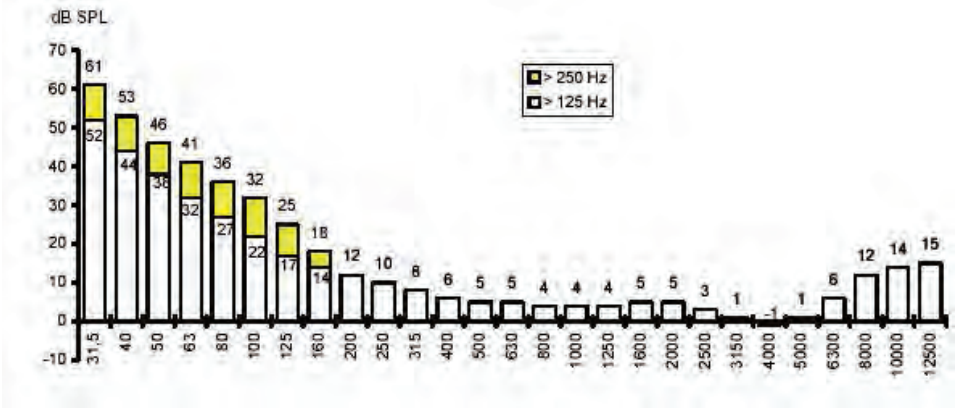
9. AUDIOMETRIA W POLU AKUSTYCZNYM

Sytuacje takie, jak badanie słuchu u małych dzieci czy ocena z zysku z aparatu słuchowego wymagają przeprowadzenia badań audiometrycznych w polu akustycznym, to znaczy takich badań, gdzie dźwięk podawany jest przez głośnik. Pomiar taki w zasadzie jest pomiarem obuusznym, a dźwięk może być podawany przez jeden lub kilka głośników. Sygnałami pomiarowymi w tym przypadku mogą być: ton, ton modulowany częstotliwościowo, szum wąskopasmowy lub sygnał mowy. Pole akustyczne, w którym przeprowadzamy badania, określa nam sygnał i głośniki stosowane w badaniu oraz właściwości akustyczne pomieszczenia pomiarowego. Pomieszczeniem pomiarowym może być na przykład kabina bezechowa i wówczas mówimy, że pomiar dokonywany był w polu swobodnym (*Free Field*, FF), czyli w polu, w którym odbicia od ścian pomieszczenia mają pomijalny wpływ na fale dźwiękowe. Pomieszczeniem pomiarowym może być też kabina pogłosowa (*Diffuse Field*, DF), w której występuje pole dyfuzyjne, to znaczy w określonym obszarze występuje jednakowa gęstość energii lub, co jest najczęściej spotykane w praktyce, pomieszczenie z falą częściowo swobodną, czyli odbicia od ścian pomieszczenia mają umiarkowany wpływ na fale dźwiękowe.

Polskie normy PN-EN ISO 8253-2/2005 precyzują sposób wykonywania pomiarów audiometrycznych w polu akustycznym oraz określają warunki przeprowadzenia takich badań. Przed przystąpieniem do badań należy określić pozycję słuchacza w polu akustycznym. Na rycinie 32 przedstawiono, gdzie powinien siedzieć słuchacz podczas przeprowadzania badań audiometrycznych w polu akustycznym. **Oś odniesienia głośnika** (oś prostopadła do powierzchni promieniującej głośnika, przechodząca przez środek geometryczny membrany głośnika) powinna przechodzić przez **punkt odniesienia**, to znaczy punkt środkowy linii prostej łączącej otwory wejściowe przewodów słuchowych zewnętrznych słuchacza w jego pozycji słuchania w polu akustycznym (ryc. 32). Głośnik powinien znajdować się w odległości większej niż 1 m od słuchacza. Głowa słuchacza powinna znajdować się w odległości przekraczającej 60 cm zarówno od sufitu, jak również od ścian bocznych i ściany tylnej pomieszczenia (ryc. 32). Żeby badania były wiarygodne, zgodnie z normą PN-EN ISO 8253-2/2005, tło akustyczne w pomieszczeniu nie powinno przekraczać dla poszczególnych pasm częstotliwości wartości przedstawionych na rycinie 33. Wyższe wartości zaprezentowane dla małych częstotliwości dotyczą zakresu badania słuchu od 250 Hz, niższe zaś badania słuchu od 125 Hz.



Ryc. 32. Położenie słuchacza podczas badań audiometrycznych w polu akustycznym w relacji do głośnika, sufitu, ścian bocznych i ściany tylnej, według normy PN-EN ISO 8253-2/2005



Ryc. 33. Maksymalny poziom tła akustycznego dopuszczalny w badaniach audiometrycznych w polu akustycznym według normy PN-EN ISO 8253-2/2005

Badania w polu akustycznym powinny być przeprowadzane w oznakowanym punkcie odniesienia. W polu akustycznym można wyznaczać próg słyszalności w zakresie od 125 do 12 500 Hz. Normy PN-EN ISO 8253-2/2005 określają zakres pomiarowego poziomu słyszenia od 0 do 80 dB HL dla częstotliwości 500–6000 Hz. Sygnał poddawany badaniom powinien trwać od 1 do 2 s. Wyznaczając próg słyszalności, poziom sygnału zmieniamy co 5 dB. Do badania stosujemy tony tylko w warunkach fali swobodnej. Jeżeli powyższe warunki nie są spełnione, wówczas stosujemy tony wibrujące z częstotliwością modulacji od 4 do 20 Hz lub szumy wąskopasmowe (tercjowe). Wykonując pomiar jednouszny, należy zamknąć ucho niebadane. Do tego celu możemy zastosować ochronniki słuchu lub maskowanie ucha niebadanego, maskując je, zgodnie z normami PN-EN ISO 8253-2/2005, za pomocą słuchawki wewnątrzusznej. W polu akustycznym możemy wykonać również pomiar dwuuszny. Należy wówczas zaznaczyć, że badanie było obuuszne. W polu akustycznym można też wykonać pomiar z zastosowaniem aparatu słuchowego, oceniając w ten sposób jego skuteczność. W tabeli 9 przedstawiono symbole, zgodne z normą PN-EN ISO 8253-2/2005, stosowane do oznaczenia progu słyszalności w zależności od warunków pomiarowych.

Tabela 9. Symbole stosowane do oznaczenia progu słyszalności wyznaczanego w polu akustycznym w zależności od warunków pomiarowych, zgodne z normą PN-EN ISO 8253-2/2005

Warunki podczas pomiaru progu słyszenia	Symbol
Jednousznie, ucho lewe	**X**
Jednousznie, ucho prawe	O
Dwuusznie	B
Jednousznie, ucho lewe z aparatem słuchowym	
Jednousznie, ucho prawe z aparatem słuchowym	
Dwuusznie z aparatami słuchowymi	

10. AUDIOMETRIA WYSOKICH CZĘSTOTLIWOŚCI

Audiometria wysokich częstotliwości (*High Frequency Audiometry*, **HFA**) lub audiometria o poszerzonym górnym zakresie częstotliwości (*Extended High*

Frequency Audiometry, **EHFA**) dotyczy pomiaru progu słyszalności powyżej 8 kHz. Do przeprowadzenia pomiaru w tym zakresie częstotliwości potrzebne są specjalne audiometry, które generują sygnały o takiej częstotliwości i które pozwalają je emitować za pomocą specjalnych wysokoczęstotliwościowych słuchawek, na przykład słuchawek Koss R80 lub Sennheiser HDA200.

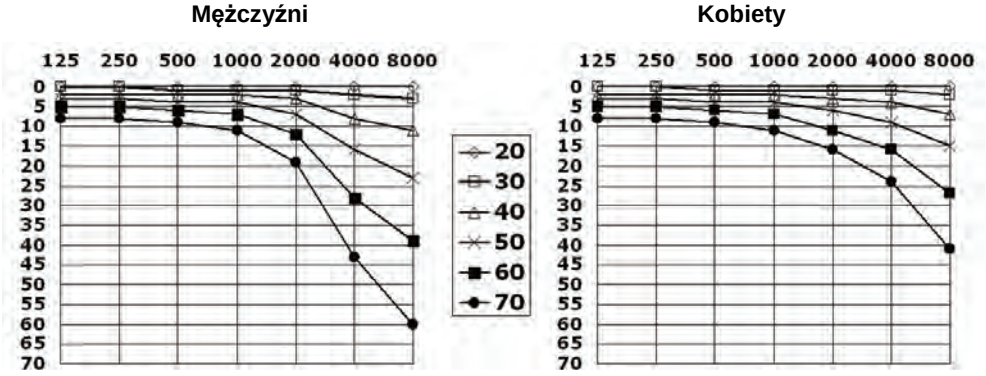
Polskie Normy PN-EN 60645-4/1999 – zgodne z normami europejskimi – opisują szczegółowo budowę i działanie audiometrów o poszerzonym górnym zakresie częstotliwości. Badania w zakresie wysokich częstotliwości wykonuje się **od 8 do 16 kHz** co $^1/_6$ oktawy, to znaczy dla częstotliwości [Hz]: 8000, 9000, 10000, 11 200, 12 500, 14 000, 16000. Dla tych częstotliwości podany jest też unormowany poziom odniesienia określający próg słyszalności dla osób dorosłych (20–30 lat) prawidłowo słyszących. W przypadku słuchawek Koss R80 wartości te precyzują normy IEC 60318-1/2009, a słuchawek HDA200 normy ISO 389-5/2006. Audiometry o poszerzonym górnym zakresie częstotliwości generują także sygnały o częstotliwości 18 i 20 kHz, lecz w przypadku słuchawek HDA 200 nie ma określonej normy progu słyszalności dla tych częstotliwości i dlatego pomiar progu słyszalności dla tych częstotliwości jest niejednoznaczny.

Ze względu na bardzo duże rozrzuty wartości progu słyszalności u osób prawidłowo słyszących w zakresie częstotliwości od 8 do 16 kHz zakres zmiany poziomu słyszalności stosowany w audiometrach o poszerzonym górnym zakresie częstotliwości zaczyna się już od **–20 dB HL** (dla częstotliwości standardowych zaczyna się od –10 dB HL). Maksymalny poziom słyszenia zależy od częstotliwości generowanych sygnałów. I tak, dla częstotliwości 8000–11 200 Hz powinien wynosić, zgodnie z normą PN-EN 60645-4/1999, **90 dB HL**, a dla częstotliwości 12 500–16 000 Hz **50 dB HL**, co odpowiada około 100 dB SPL na wyjściu słuchawek. Dla częstotliwości 18–20 kHz normy PN-EN 60645-4/1999 nie określają maksymalnego poziomu słyszenia, ale często jest on bardzo mały i może na przykład, odpowiednio do częstotliwości, wynosić: dla 18 kHz tylko 30 dB HL, a dla 20 kHz 15 dB HL, co i tak daje na wyjściu słuchawek około 100 dB SPL.

Wiadomo, że osoby w wieku 20–30 lat spostrzegają dźwięki od 16 Hz do 20 000 kHz. Z badań wynika jednak, że nie zawsze słyszymy w takim zakresie. Początkowo nasz słuch rozwija się i nie spostrzegamy całego zakresu częstotliwości, później nasz słuch jest w pełni rozwinięty i jesteśmy w stanie usłyszeć nawet wyższe częstotliwości (Trehub, 1989), jeszcze później nasz słuch zaczyna się starzeć i słyszymy coraz węższy zakres częstotliwości (Northern, 1972).

Trehub i in. (1989) badała, jak dzieci w wieku od 1,5 roku do 16 lat spostrzegają dźwięki w zakresie dużych częstotliwości w porównaniu do osób 20-letnich. Badano spostrzeganie szumu tercjowego o częstotliwości środkowej 10, 20 i 25 kHz. Badacze wykazali, że zarówno dzieci w wieku 1,5 oraz 3 lat, jak i 16- oraz 20-latkowie nie spostrzegali dźwięku o częstotliwości 25 kHz. Dźwięk ten spostrzegały dzieci w wieku od 5 do 14 lat. Dla szumu tercjowego o częstotliwości środkowej 20 kHz progi zmieniały się z wiekiem; początkowo spadały, aż do 8. roku życia, następnie rosły. Dla szumu tercjowego o częstotliwości środkowej 10 kHz progi wraz z wiekiem spadały do 5. roku życia, później osiągały taką wartość, jak dla 20-latków. Z innych badan wynika, że w zakresie częstotliwości 8–16 kHz nie ma różnicy w progach słyszalności między dziećmi w wieku od 7 do 13 lat.

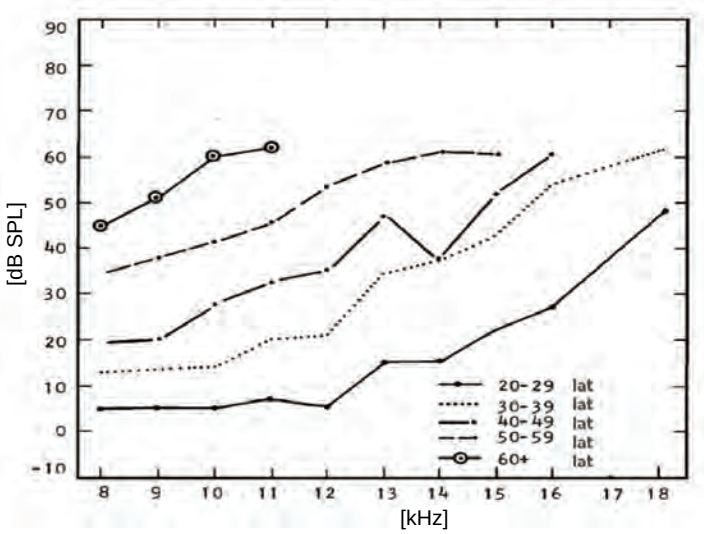
Ten niewielki przegląd literatury pokazuje, iż najlepsze progi słyszalności mają nastolatki (10–13 lat). Fakt ten wykorzystywany jest na przykład przez producentów telefonów komórkowych proponujących aplikacje dźwiękowe w zakresie częstotliwości niesłyszalnych przez osoby dorosłe. **Interesującą sprawą jest to, że natura nasz słuch wyostrzyła tylko na bardzo krótki okres życia. Powodem tego może być rozwój mowy u dzieci wymagający dużej i dobrej wrażliwości słuchu, szczególnie właśnie w tym wieku.**



Ryc. 34. Ubytki słuchu zależne od wieku i płci w zakresie standardowych częstotliwości, według PN-EN ISO 7029/2004

Zakres słyszalności zmienia się wraz ze starzeniem się naszego organizmu. Na rycinie 34 pokazano, jak z wiekiem zmienia się słuch w zakresie częstotliwości standardowych, a na rycinie 35 w zakresie dużych częstotliwości. Zauważalne jest to, że słuch pogarsza się szybciej u mężczyzn niż

u kobiet (ryc. 34). W zakresie dużych częstotliwości (rys. 35) zarówno osoby 20-letnie, jak i 30-letnie spostrzegają tony o częstotliwości 18 kHz, przy czym osoby 20-letnie mają niższe progi słyszalności niż osoby 30-letnie. Czterdziestolatkowie spostrzegają dźwięki już tylko do 16 kHz, osoby 50-letnie do 15 kHz, a 60-letnie do 11 kHz (Northern, 1971).



Ryc. 35. Zakres słyszalności dużych częstotliwości zależny od wieku słuchacza (Northern, 1971)

Szerokość odbieranego widma dźwięku wpływa na rozumienie odbieranego sygnału mowy. Chociaż standardowo przyjmuje się, że dla zrozumienia mowy najważniejsze są częstotliwości 500–4000 Hz, z badań wynika, że odbiór sygnałów w zakresie częstotliwości od 5 do 9 kHz jest istotny zarówno dla rozwoju mowy, jak i dobrego rozumienia mowy w hałasie (Pittman, 2008). Zauważono, że stosowanie u osób dorosłych aparatów słuchowych z ograniczonym do 5 kHz pasmem częstotliwości utrudnia im naukę języków obcych.

Z analizy widmowej głosek szczelinowych i zwarto-szczelinowych wypowiadanych przez mężczyznę, kobietę i dzieci wynika, że największe różnice występują w widmie głoski „s" (Stelmachowicz, 2004). W głosce „s" mężczyzny najwięcej energii przypada na częstotliwość 5 kHz, a w głosce „s" kobiety i dziecka na częstotliwość 9 kHz. **Aparat o standardowym paśmie przeniesienia nie przeniesie energii istotnej dla rozpoznania głoski „s" kobiety i dziecka. Dziecko w okresie rozwojowym najczęściej ma kontakt z kobietami i innymi dziećmi. Dlatego dla dziecka, jego rozwoju**

mowy ważny jest prawidłowy odbiór dźwięków w zakresie wysokich częstotliwości.

Wiemy, że na zdolność słyszenia w zakresie wysokich częstotliwości wpływa nie tylko wiek, ale także narażenie słuchu na hałas (odzwierciedla się przede wszystkim na częstotliwościach powyżej 12 kHz) oraz zażywanie leków ototoksycznych (objawia się na częstotliwościach powyżej 8 kHz). Zgodnie z rezultatami badań, częste stany zapalne uszu oraz takie choroby, jak cukrzyca, nadciśnienie tętnicze i niewydolność mięśnia sercowego powodują ubytki słuchy w zakresie dużych częstotliwości (Śliwińska-Kowalska, 2005).

Chcąc pomóc osobom z ubytkami słuchu w zakresie wysokich częstotliwości, powinniśmy przede wszystkim przeprowadzić badanie w zakresie tych częstotliwości. Jeżeli zauważymy ubytki słuchu dla częstotliwości w zakresie 8–10 kHz, należy zastanowić się nad możliwością zastosowania aparatów słuchowych o poszerzonym paśmie częstotliwości. **Trzeba jednak pamiętać, że duże ubytki słuchu (> 60 dB HL) mogą wynikać z martwych obszarów, a wzmocnienie sygnałów w zakresie martwych obszarów nie zawsze przynosi pożytek.** Jeżeli wzmocnimy sygnały o częstotliwości przekraczającej 1,7 *Fe* częstotliwości granicznej martwego obszaru, wówczas może wystąpić pogorszenie jakości odbieranego dźwięku (Baer, 2002). W takim przypadku lepiej jest zastosować kompresję częstotliwościową, niż wzmacniać sygnały z zakresu dużych częstotliwości (patrz *Współczesne rozwiązania technologiczne w aparatach słuchowych*).

Badania w zakresie wysokich częstotliwości powinniśmy wykonywać w celu:

1) monitorowania uszkodzenia słuchu w wyniku działania szkodliwych czynników (hałasu, leków ototoksycznych),
2) określenia przyczyn zaburzeń rozwoju mowy u dzieci,
3) złego rozumienia mowy w hałasie,
4) dopasowania aparatów słuchowych o poszerzonym paśmie przeniesienia,
5) podjęcia decyzji o potrzebie zastosowania kompresji częstotliwościowej.

Bibliografia

Baer T., Moore B.C.J., Kluk K., 2002, *Effects of lowpass filtering on the intelligibility of speech in noise for people with and without dead regions at high frequencies*, J. Acoust. Soc. Am., 112, s. 1133–1144.

Beahan N., Kei J., Driscoll C., Forde R., Le Dilly M., Charles B., 2009, *High frequency pure tone audiometry (8–16 kHz) in children: a normative study*, The Australian and New Zealand Journal of Audiology, 31, s. 33–44.

Böhme G., Welzl-Müller K., 1993, *Audiometrie Hörprüfungen im Erwachsenen – und Kindesalter*, Verlag Hans Huber, Bern.

Bystrzanowska T., 1978, *Audiologia kliniczna*, wyd. 3., PZWL, Warszawa.

EN 15927:2010, 2010, *Services offered by hearing aid professionals*, European Committee for Standardization, Management Centre, Brussels.

Grzesik J., 1977, *Bodźce akustyczne*, PWN, Warszawa.

Grzesik J., 1994, *Lekarska profilaktyka zawodowych uszkodzeń słuchu. Założenia, podstawy i wytyczne metodyczne*, Instytut Medycyny Pracy i Zdrowia Środowiskowego, Sosnowiec.

Katz J., 1994, *Handbook of Clinical Audiology*, wyd. 4., Williams & Wilkins, Baltimore.

Martin F.N., Clark J.G., 2009, *Introduction to Audiology*, wyd. 10., Pearson Education, Inc., New York.

Moore B.G.J., 2003, *Audiometer Implementation of the TEN(HL) Test for Diagnosing Cochlear Dead Regions*, <http://www.interacoustics.cn/_downloads/OperationManuals/om_callisto.pdf>, [dostęp: 27.11.2013].

Moore B.C.J., Huss M., Vickers D.A., Glasberg B.R., Alcántara J.I., 2000, *A test for the diagnosis of dead regions in the cochlear*, Br. J. Audiol., 34, s. 205–224.

Northern J.L., Downs M.P., 1971, *Recommended high-frequency audiometric threshold levels (8000–18 000 Hz)*, J. Acoust. Soc. Am., 52, s. 585–595.

Obrębowski A., 2011, *Wybrane zagadnienia z audiometrii mowy*, Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.

Petzke I., 2004, *Użyteczność badań stroikowych we współczesnej audiologii*, Uniwersytet im. A. Mickiewicza w Poznaniu, Poznań [pr. mag.].

Pittman A.L., 2008, *Short-Term Word-Learning Rate in Children with Normal and Children With Hearing Loss in Limited and Extended High-Frequency Bandwidths*, J. of Speech, Language, and Hearing Research, 51, s. 785–797.

PN-EN ISO 7029/2004, 2004, *Akustyka – Statystyczny rozkład progów słyszenia w funkcji wieku*, PKN, Warszawa.

Pruszewicz A., 2000, *Zarys audiologii klinicznej*, wyd. 2., Wydawnictwo Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.

Stelmachowicz P.G., Pitmann A.L., Hoover B., Lewis D.E., Moeller M.P., 2004, *The importance of high-frequency audibility in the speech and language development of children with hearing loss*, Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg., 130, s. 556–562.

Szczepankowski B., 1999, *Niesłyszący – głusi – głuchoniemi. Wyrównanie szans*, Wydawnictwo Szkolne i Pedagogiczne, Warszawa.

Śliwińska-Kowalska M., 2005, *Audiologia kliniczna*, Medition Oficyna Wydawnicza, Łódź.

Trehub S.E., Schneider B.A., Morrongiello B.A., Thorpe L.A., 1989, *Developmental changes in high-frequency sensitivity*, Audiology, 28, s. 241–249.

WHO/PDH/97.3, Report of the Informal Working Group on Prevention of Deafness and Hearing Impairment Programme Planning WHO (Geneva, 1991). With adaptation from Report of the First Informal Consultation on Future Programme Developments for the Prevention of Deafness and Hearing Impairment, World Health Organization, Geneva 23–24 January 1997.

KRZYSZTOF KOCHANEK, LECH ŚLIWA

METODY OBIEKTYWNE BADANIA SŁUCHU

WPROWADZENIE

Ostatnie 40 lat rozwoju metod diagnostycznych narządu słuchu to okres rozwoju metod elektrofizjologicznych. Metody te opierają się na rejestracji różnego rodzaju sygnałów (akustycznych lub elektrycznych), które powstają w różnych częściach układu słuchowego po podaniu specyficznego bodźca akustycznego. Coraz częściej metody elektrofizjologiczne określane są mianem metod obiektywnych, ponieważ umożliwiają ocenę narządu słuchu bez aktywnej współpracy ze strony pacjenta i są wykonywane automatycznie, co pozwala ograniczyć w znacznym stopniu wpływ osoby przeprowadzającej badanie na jego wynik.

Na podstawie sygnałów rejestrowanych za pomocą poszczególnych metod obiektywnych można, w sposób obiektywny i nieinwazyjny, ocenić funkcjonowanie poszczególnych pięter drogi słuchowej (Kochanek, 2000; Burkard i in., 2007; Hall, 2007, 2010). Można dowiedzieć się, jak funkcjonuje ucho środkowe, ślimak, nerw słuchowy oraz ośrodki słuchowe znajdujące się w centralnym układzie nerwowym. Za pomocą tych metod można również badać procesy percepcji i analizy słuchowej. Należy podkreślić, że prawie w 100% przypadków wyniki obiektywnych badań słuchu są zgodne z wynikami badań audiometrycznych oraz oceną kliniczną słuchu pacjenta (Stapells i in., 1997; Kochanek, 2000; Burkard i in., 2007; Hall i in., 2010; Picton, 2011).

W praktyce klinicznej aktualnie stosowane są trzy metody obiektywnych badań słuchu:

1) audiometria impedancyjna (*impedance audiometry*),

2) otoemisja akustyczna lub inaczej emisje otoakustyczne (*otoacoustic emission*, OAE),

3) słuchowe potencjały wywołane (*auditory evoked potentials*, AEP).

Każda z tych metod umożliwia obiektywną, nieinwazyjną, a zarazem specyficzną ocenę funkcji określonego odcinka układu słuchowego. Audiometria impedancyjna pozwala ocenić przede wszystkim funkcję ucha środkowego, emisje otoakustyczne, funkcję ślimaka, natomiast słuchowe potencjały wywołane ocenę czynności bioelektrycznej układu słuchowego, począwszy od ślimaka poprzez pień mózgu i ośrodki podkorowe aż do kory mózgowej włącznie. Integracja wyników poszczególnych badań obiektywnych słuchu umożliwia rozpoznanie wielkości i rodzaju zaburzenia słuchu.

Metody obiektywne z powodzeniem są stosowane nie tylko w diagnostyce układu słuchowego, ale także w badaniach przesiewowych słuchu, w szczególności u noworodków, w monitorowaniu czynności ślimaka podczas zabiegów otoneurochirurgicznych, we wstępnym doborze parametrów stymulacji implantów słuchowych u małych dzieci oraz w badaniach stanu słuchu zwierząt, na przykład psów i kotów.

1. AUDIOMETRIA IMPEDANCYJNA

Audiometria impedancyjna została upowszechniona w praktyce klinicznej w latach 70. i 80. XX w., przy czym podwaliny tej metody tworzono znacznie wcześniej, bo już od początku lat 20. XX w. Obecnie urządzenia do audiometrii impedancyjnej są standardowym wyposażeniem pracowni audiologicznej. Spośród wszystkich badań obiektywnych audiometria impedancyjna rozpowszechniona jest w stopniu najwyższym. Decydują o tym takie cechy tej metody, jak nieinwazyjność, prostota i krótki czas pomiaru, automatyzacja pomiaru oraz duża zgodność wyników pomiarów z obrazem klinicznym słuchu pacjenta i innymi wynikami badań słuchu. Nie bez znaczenia jest również stosunkowo niezbyt wysoka cena urządzeń do audiometrii impedancyjnej.

Podstawą audiometrii impedancyjnej jest pomiar impedancji akustycznej ucha środkowego, czyli oporu, jaki dla fali akustycznej stanowi układ przewodzący dźwięk, który obejmuje błonę bębenkową, kosteczki słuchowe oraz więzadła w jamie bębenkowej. Całkowity opór, jaki stawia ucho środkowe fali akustycznej, związany jest z masą tych elementów, sprężystością połączeń oraz tarciem między nimi. Przez ostatnie kilkadziesiąt lat przyjął się termin audiometrii impedancyjnej, pomimo że większość nowoczesnych urządzeń opiera się na pomiarze admitancji akustycznej, która jest odwrotnością impedancji.

Zastosowanie kliniczne audiometrii impedancyjnej jest bardzo szerokie i obejmuje:

– ocenę funkcji trąbki słuchowej,
– diagnostykę wysiękowego zapalenia ucha środkowego,
– diagnostykę otosklerozy,
– ocenę obecności objawu wyrównania głośności,
– topodiagnostykę porażeń nerwu twarzowego,
– diagnostykę zaburzeń pozaślimakowych słuchu,
– wstępny dobór parametrów stymulacji implantu ślimakowego.

W praktyce klinicznej audiometrię impedancyjną najczęściej wykorzystuje się do oceny poszczególnych schorzeń ucha środkowego, do wykrywania objawu wyrównania głośności oraz w diagnostyce zaburzeń pozaślimakowych słuchu. Czas wykonania badania obu uszu za pomocą tej metody, z wykorzystaniem zautomatyzowanych pomiarów, nie przekracza obecnie kilku minut.

Audiometria impedancyjna obejmuje następujące testy:

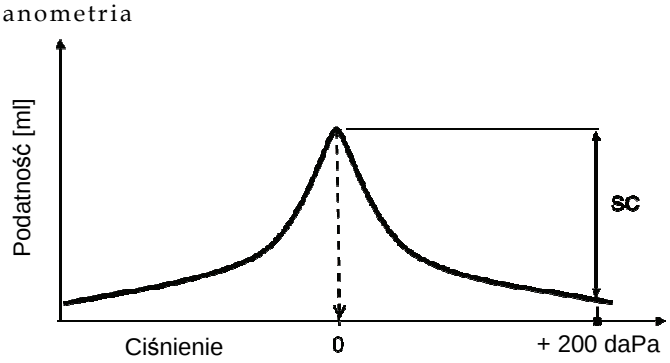
– tympanometrię,
– pomiar odruchu z mięśnia strzemiączkowego,
– test trąbki słuchowej.

Podczas badania do przewodu słuchowego zewnętrznego jednego z uszu wprowadza się sondę akustyczną, natomiast na drugim uchu umieszcza się słuchawkę audiometryczną, która służy do wywoływania odruchu z mięśnia strzemiączkowego przy rejestracji kontralateralnej. W sondzie pomiarowej umieszczona jest miniaturowa słuchawka, z której najczęściej emitowany jest ton testowy o niskiej częstotliwości około 220 Hz oraz miniaturowy mikrofon służący do pomiaru poziomu ciśnienia akustycznego w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Natężenie tonu pomiarowego nie przekracza zazwyczaj 85 dB SPL, aby nie wywoływać odruchu strzemiączkowego. Sonda zawiera zazwyczaj również dodatkową słuchawkę, przez którą emituje się bodźce stosowane do wywoływania odruchu z mięśnia strzemiączkowego podczas rejestracji ipsilateralnej. Sonda połączona jest z pompą, dzięki której automatycznie zmieniane jest ciśnienie w przewodzie słuchowym zewnętrznym.

Z uwagi na fakt, że właściwości układu drgającego ucha środkowego u małego dziecka są inne niż u osób dorosłych i starszych dzieci, zaleca się stosowanie tonu pomiarowego o częstotliwości 1000 Hz dla dzieci w wieku poniżej 6 miesięcy. W latach 80. XX w. rozwijano metody pomiarów admitancji ucha dla różnych częstotliwości, których celem było wyznaczenie częstotliwości rezonansowej ucha środkowego, jednak pomiary te nie przyjęły się w praktyce klinicznej. Obiecującym pomiarem funkcji ucha środkowego

wydaje się pomiar szerokopasmowy właściwości ucha środkowego, który proponuje firma Interacoustic pod nazwą szerokopasmowej tympanometrii (*wideband tympanometry*, WBT), <http://www.interacoustics.com/wbt)>.

Przed włożeniem sondy do przewodu słuchowego zewnętrznego na jej końcówkę zakłada się wkładkę, której średnica zewnętrzna powinna być dopasowana do średnicy przewodu słuchowego zewnętrznego, aby po umieszczeniu sondy w przewodzie wytworzyć zamkniętą objętość. Przed badaniem powinna być wykonana otoskopia, w której sprawdza się czystość przewodu słuchowego. Badania nie należy wykonywać zaraz po myciu uszu oraz po badaniu elektronystagmograficznym, podczas którego wykonywano próbę kaloryczną błędników z wlewaniem wody do przewodów słuchowych zewnętrznych.



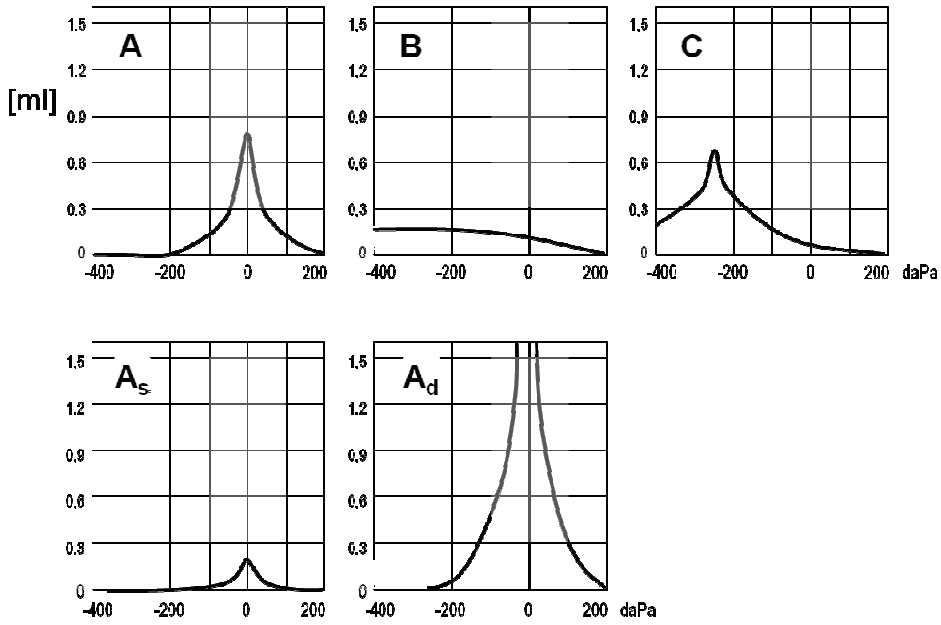
Ryc. 1. Tympanogram

SC – podatność statyczna.

Na rycinie 1 przedstawiono prawidłowy tympanogram, który swym kształtem przypomina krzywą Gaussa. Wykres ten pokazuje zależność admitancji akustycznej ucha środkowego w funkcji ciśnienia w przewodzie słuchowym zewnętrznym. W tym miejscu należy podkreślić, że w praktyce klinicznej zamiast terminu „admitancja" stosowany jest powszechnie termin „podatność", który oznacza zdolność układu drgającego do absorbowania energii akustycznej. Podczas rejestracji tympanogramu ciśnienie powietrza w przewodzie słuchowym zewnętrznym jest zmieniane automatycznie, zazwyczaj w granicach od –200 do +200 daPa. Wysokość tympanogramu informuje o maksymalnej podatności (admitancji) ucha środkowego, którą osiąga się w sytuacji, gdy ciśnienia po obu stronach jamy bębenkowej są wyrównane. Najniższa podatność występuje dla skrajnych wartości ciśnienia, gdy błona bębenkowa wraz z łańcuchem kosteczek słuchowych są na-

pięte. W praktyce klinicznej powszechnie wykorzystuje się pomiar podatności statycznej (SC), która jest wyznaczana jako różnica pomiędzy maksymalną podatnością a wartością podatności dla ciśnienia 200 daPa. Wartość admitancji (podatności) akustycznej ucha jest wyrażana w jednostkach objętości, ponieważ przy częstotliwości 226 Hz odpowiada liczbowo admitancji komory o sztywnych ścianach. Pomiędzy admitancją akustyczną i objętością komory o sztywnych ścianach, w której rozchodzi się fala akustyczna, istnieje zależność wprost proporcjonalna. Prawidłowa podatność ucha środkowego odpowiada objętości zastępczej w granicach od 0,3 do 1,5 ml. Niska podatność oznacza małą ruchomość układu drgającego ucha środkowego, natomiast wysoka wskazuje na dużą ruchomość. Położenie wierzchołka tympanogramu na osi ciśnień informuje o wartości ciśnienia panującego w jamie bębenkowej. Zakres prawidłowych wartości ciśnień u starszych dzieci i dorosłych wynosi od –100 do +100 daPa, natomiast u niemowląt dolna granica normy to –200 daPa.

Warto zwrócić uwagę, że przy pomiarze admitancji ucha na wyższych częstotliwościach (w tympanografii wieloczęstotliwościowej) stosuje się fizyczne jednostki admitancji – mmho (przy 226 Hz 1 mmho jest admitancją komory o objętości 1 ml).



Ryc. 2. Klasyfikacja tympanogramów według Jergera

Na rycinie 2 przedstawiono różne typy kształtów tympanogramów według klasyfikacji Jergera. Szare pole oznacza zakres normy. W klasyfikacji tej zasadniczo wyróżnia się pięć typów tympanogramów:

typ A – ucho normalnie słyszące;

typ B – tympanogram w postaci linii lekko wznoszącej się w stronę ujemnych ciśnień, charakterystyczny dla wysiękowego zapalenia ucha środkowego;

typ C – tympanogram charakteryzuje się prawidłową podatnością statyczną oraz przemieszczeniem wierzchołka w lewo, poza granicę prawidłowych wartości ujemnego ciśnienia. Jest typowy dla dysfunkcji trąbki słuchowej;

typ As – w porównaniu z normą tympanogram jest spłaszczony, wierzchołek nie mieści się w polu normy podatności statycznej, przy czym ciśnienie w uchu środkowym jest prawidłowe. Jest charakterystyczny dla przypadków otosklerozy;

typ Ad – tympanogram jest bardzo wysoki, często jego ramiona nie stykają się z sobą. Ten typ tympanogramu jest charakterystyczny dla przerwania łańcucha kosteczek.

Czas rejestracji tympanogramu to zaledwie 2–3 s, co jest bezspornie dużą zaletą w przypadku badania małych dzieci. Należy podkreślić, że badanie tympanometryczne wymaga zachowanej ciągłości błony bębenkowej oraz szczelnego zamknięcia światła przewodu słuchowego zewnętrznego sondą. Przy braku szczelności powietrze może wypływać z przewodu słuchowego, utrudniając tym samym wykonanie poprawnego pomiaru. Niektóre nowoczesne urządzenia mają funkcję automatycznego utrzymywania zadanej wartości ciśnienia pomimo występującej nieszczelności pomiędzy sondą i przewodem słuchowym.

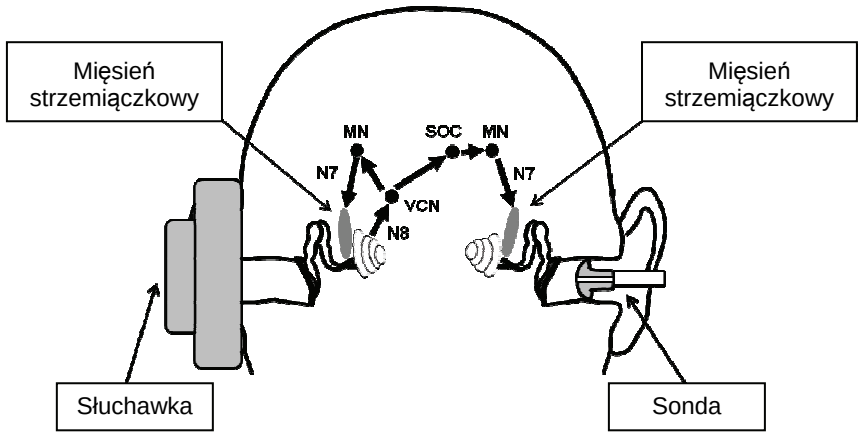
Rozpoznanie rodzaju patologii ucha środkowego na podstawie wyniku badania tympanometrycznego zazwyczaj nie przedstawia większych trudności, chociaż w przypadku wczesnej postaci otosklerozy tympanogram może mieć przebieg normalny. W tej sytuacji pomocne może być wykonanie tympanometrii wieloczęstotliwościowej lub szerokopasmowej (dla różnych częstotliwości tonu testowego) oraz badanie odruchu z mięśnia strzemiączkowego.

Badanie tympanometryczne jest zalecane jako jedna z metod w badaniach przesiewowych u dzieci w wieku przedszkolnym i szkolnym.

Odruch strzemiączkowy należy do kategorii odruchu sonomotorycznego, który powstaje w mięśniach poprzecznie prążkowanych po podaniu silnego bodźca dźwiękowego. Jest to odruch obustronny. Wystarczy pobudzić jedno ucho silnym bodźcem, aby wywołać odruch strzemiączkowy

w obu uszach. Łuk odruchu strzemiączkowego obejmuje: nerw słuchowy, jądra ślimakowe, zespół oliwki górnej i jądra motoryczne nerwu twarzowego (ryc. 3). Jeżeli po podaniu bodźca wystąpi skurcz mięśnia strzemiączkowego, to na czas trwania bodźca zostanie usztywniony łańcuch kosteczek, zmniejszy się zatem podatność ucha środkowego. W tym czasie transmisja energii akustycznej przez ucho środkowe do ślimaka będzie osłabiona. Odruch strzemiączkowy pojawia się w czasie około 100 ms po podaniu bodźca.

Odruch strzemiączkowy

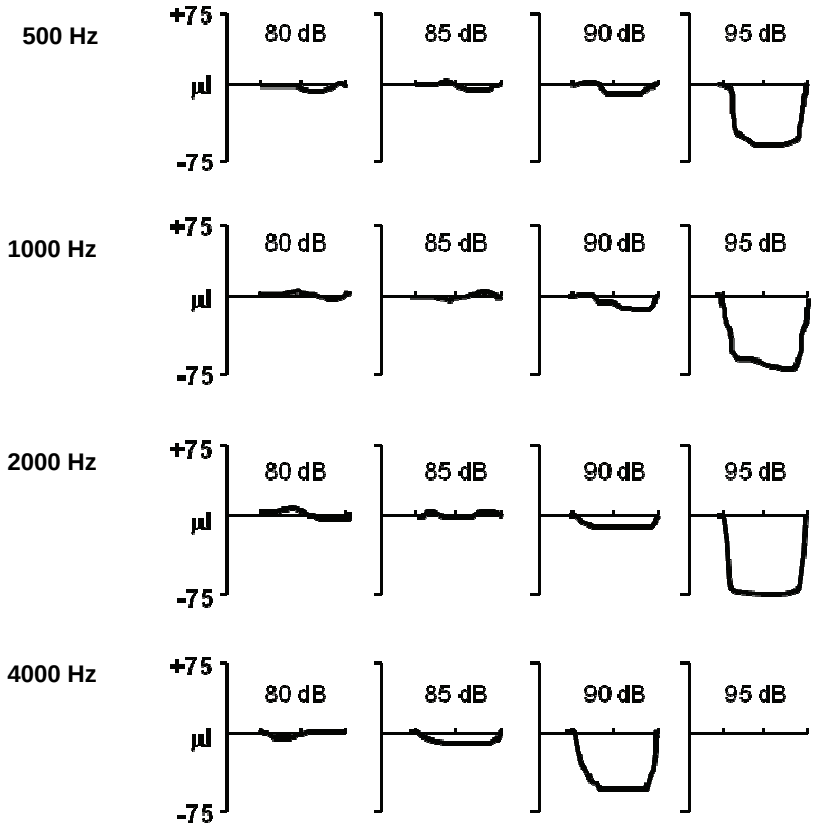


Ryc. 3. Elementy drogi słuchowej biorące udział w tworzeniu odruchu strzemiączkowego

N8 – nerw słuchowy, VCN – jądra ślimakowe brzuszne, MN – jądra motoryczne nerwu twarzowego, N7 – nerw twarzowy, SOC – jądra zespołu oliwki górnej.

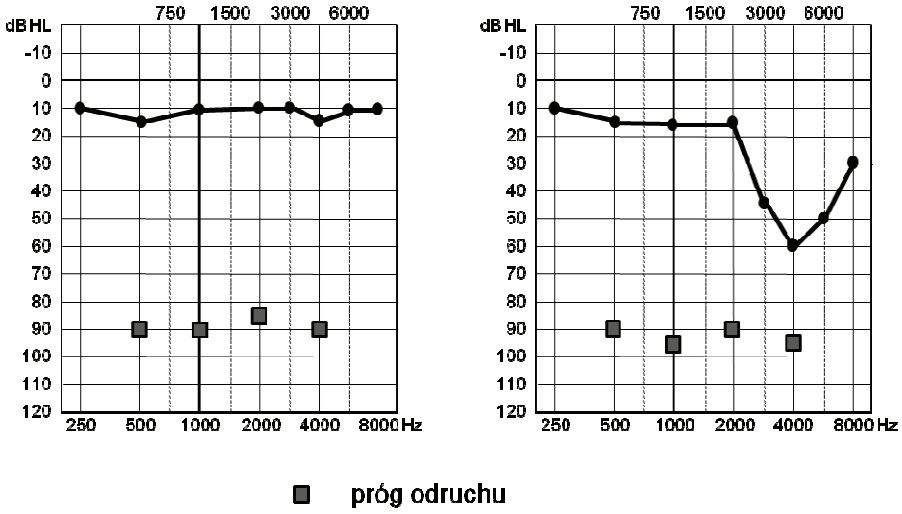
Celem badania odruchu z mięśnia strzemiączkowego jest nie tylko sprawdzenie, czy odruch występuje, ale także wyznaczenie progu odruchu, czyli najniższego natężenia bodźca, który wywoła mierzalny spadek podatności ucha środkowego. Odruch można rejestrować ipsi- i kontralateralnie. W przypadku rejestracji ipsilateralnej bodziec wywołujący odruch podawany jest z miniaturowej słuchawki umieszczonej w sondzie pomiarowej, natomiast przy rejestracji kontralateralnej ze słuchawki znajdującej się na uchu przeciwnym. Obecnie standardowo przeprowadza się oba rodzaje rejestracji.

Przed rozpoczęciem badania należy poinformować pacjenta, że do ucha będą podawane dźwięki o różnych częstotliwościach i stosunkowo dużych natężeniach. Należy również zapytać pacjenta o reakcje na głośne dźwięki. Jeżeli pacjent potwierdzi, że jest wrażliwy na głośne dźwięki, badanie trzeba zacząć od średnich natężeń bodźca, na przykład od 70 dB HL.



Ryc. 4. Przykład wyznaczenia progu odruchu strzemiączkowego

Za pomocą ryciny 4 przedstawiono zapis przebiegu badania, którego celem było wyznaczenie progu odruchu z mięśnia strzemiączkowego. Badanie to wykonuje się standardowo dla tonów o czasie trwania od 0,5 do 1 s i częstotliwościach 500, 1000, 2000 i 4000 Hz, rzadziej dla szumu szerokopasmowego. Próg odruchu dla tonów zawiera się w granicach od 80 do 110 dB HL, natomiast dla szumu z reguły jest niższy o 10 dB. Zazwyczaj badanie prowadzone jest automatycznie i rozpoczyna się od poziomu na przykład 70 dB HL. Urządzenie automatycznie zwiększa natężenie tonu i rozpoznaje obecność odruchu strzemiączkowego. W prezentowanym przykładzie próg odruchu dla częstotliwości 500, 1000 i 2000 Hz wynosił 95 dB HL, natomiast dla częstotliwości 4000 Hz – 90 dB HL. Wartości progu odruchu nanosi się na audiogram tego ucha, które było stymulowane i porównuje się z progiem słyszenia.

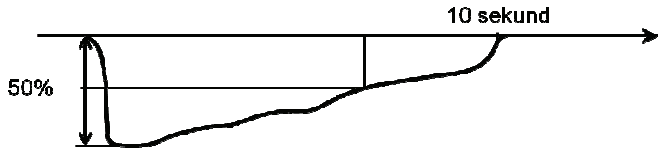


Ryc. 5. Porównanie progu słyszenia i progu odruchu strzemiączkowego w jednostronnym ubytku słuchu typu ślimakowego

Na rycinie 5 zaprezentowano wynik badania progu odruchu strzemiączkowego u osoby z jednostronnym ubytkiem słuchu typu ślimakowego. W tym przykładzie różnica pomiędzy progiem odruchu i progiem słyszenia dla poszczególnych częstotliwości w uchu normalnie słyszącym zawiera się w granicach od 75 do 80 dB. W uchu z ubytkiem słuchu progi odruchu były zbliżone do wartości progów w uchu zdrowym, natomiast odstęp pomiędzy progami był różny dla poszczególnych częstotliwości. Dla częstotliwości 500, 1000 i 2000 Hz odstęp ten był praktycznie taki sam, jak w uchu normalnie słyszącym, natomiast dla częstotliwości 4000 Hz był mniejszy i wynosił 35 dB. Fakt zmniejszenia wielkości różnicy pomiędzy progiem odruchu i progiem słyszenia dla częstotliwości, gdzie występuje ubytek słuchu, jest dowodem na obecność objawu wyrównania głośności, a tym samym potwierdzeniem uszkodzenia ślimaka. W uszach z otosklerozą oraz z innymi schorzeniami ucha środkowego, które redukują w dużym stopniu ruchomość łańcucha kosteczek, odruch strzemiączkowy z reguły nie występuje lub jego próg jest podwyższony. Brak odruchu strzemiączkowego, przy prawidłowej czułości słuchu, w uchu po stronie, po której występuje porażenie nerwu twarzowego, oznacza ośrodkową lokalizację porażenia. Podwyższony próg odruchu strzemiączkowego może występować również u osób ze stwardnieniem rozsianym oraz z innymi zaburzeniami pozaślimakowymi słuchu. Badanie odruchu z mięśnia strzemiączkowego w zesta-

wieniu z audiogramem dostarcza cennych informacji nie tylko o uchu środkowym, ale również o stanie ślimaka, nerwu słuchowego i twarzowego.

Poza oceną progu odruchu strzemiączkowego u pacjentów z podejrzeniem zaburzeń pozaślimakowych wykonuje się test zanikania odruchu (dla częstotliwości 500 i 1000 Hz, a natężenie tonu jest wyższe o 10 dB od progu odruchu dla tych częstotliwości). Bodziec prezentowany jest przez 10 s. Jeżeli wszystkie elementy łuku odruchowego funkcjonują prawidłowo, to siła skurczu mięśnia strzemiączkowego pozostaje prawie taka sama podczas trwania bodźca. W uszkodzeniach pozaślimakowych siła skurczu w czasie prezentacji bodźca stopniowo zmniejsza się, w wyniku czego podatność ucha wraca do normy. Jeżeli w trakcie trwania bodźca wystąpi spadek podatności o więcej niż połowę w stosunku do początkowego spadku podatności tuż po włączeniu bodźca, to tę próbę uznajemy za dodatnią (ryc. 6). Taki wynik badania wskazuje na podejrzenie zaburzenia pozaślimakowego słuchu.



Ryc. 6. Próba zanikania odruchu

Badanie narządu słuchu za pomocą audiometrii impedancyjnej jest niezwykle proste i szybkie, co ma szczególne znaczenie w przypadku małych dzieci oraz jest łatwe w ocenie. Jest ono niezwykle popularne i obecnie stanowi nieodłączny element audiometrycznego badania słuchu. Dla protetyka słuchu jest niezbędnym elementem badania słuchu przed rozpoczęciem procedury doboru aparatu słuchowego, szczególnie u małych dzieci.

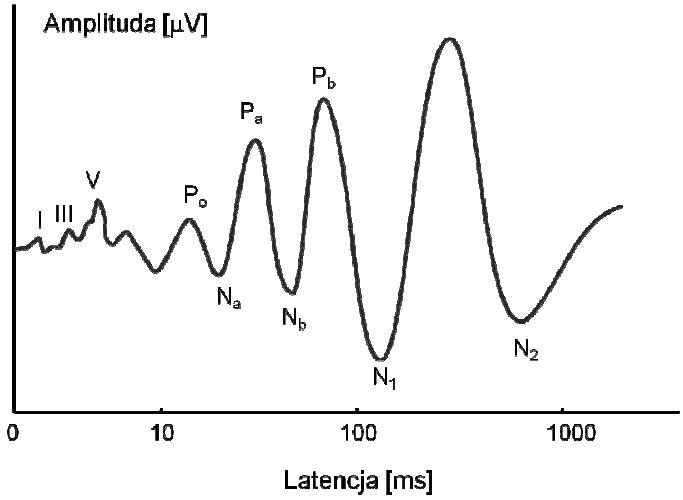
2. SŁUCHOWE POTENCJAŁY WYWOŁANE

Od ponad 30 lat słuchowe potencjały wywołane – SPW (*auditory evoked potentials*, AEP) zajęły znaczące miejsce w diagnostyce słuchu. Bez słuchowych potencjałów wywołanych trudno jest sobie wyobrazić realizację najważniejszych wyzwań współczesnej audiologii – diagnostyki słuchu u noworodków i niemowląt czy wczesnego wykrywania zaburzeń pozaślimakowych. W ostatnich latach znacznie zwiększył się stopień automatyzacji pomiarów SPW, co oznacza, że badania te w coraz większym stopniu zasługują na

miano metody obiektywnej. W ten sposób znacznie ograniczono wpływ czynników pozasłuchowych i osoby oceniającej wyniki pomiarów na ich wiarygodność. W wielu urządzeniach, szczególnie przeznaczonych do badań przesiewowych noworodków, procesy stymulacji, akwizycji i analizy wyników odbywają się w sposób automatyczny. Z rozwojem nowych technologii elektronicznych nastąpiła znaczna miniaturyzacja urządzeń do badań SPW (w szczególności urządzeń do badań przesiewowych słuchu u noworodków) oraz obniżenie cen tych urządzeń. Niewątpliwie miało to ogromne znaczenie dla upowszechnienia tej metody w praktyce klinicznej. Automatyzacja pomiarów powoduje również skrócenie czasu badania, co jest dużą zaletą podczas badań małych dzieci. To wszytko sprawia, że dzisiaj metody SPW są stałym elementem diagnostyki różnego rodzaju zaburzeń słuchu, nie tylko u dzieci, ale również u osób dorosłych.

2.1. Ogólna charakterystyka słuchowych potencjałów wywołanych oraz ich podział

Słuchowe potencjały wywołane są wyrazem aktywności elektrycznej poszczególnych odcinków drogi słuchowej. Można wyróżnić kilkanaście różnych potencjałów, które generowane są w: ślimaku, nerwie słuchowym, pniu mózgu, ośrodkach podkorowych i korze mózgowej.



Ryc. 7. Potencjały generowane w układzie słuchowym

Na rycinie 7 przedstawiono przebieg czasowy potencjałów generowanych w różnych miejscach układu słuchowego. Zwracają uwagę znaczne różnice w amplitudzie poszczególnych potencjałów, co jest skutkiem różnej odległości elektrod pomiarowych od źródeł generacji potencjałów. Największą amplitudę mają potencjały, które są generowane w korze słuchowej, a więc blisko elektrod pomiarowych umieszczonych na powierzchni głowy. Innym parametrem różnicującym potencjały generowane w różnych częściach drogi słuchowej jest czas, który upływa od włączenia bodźca do pojawienia się określonego potencjału. Czas ten określa się terminem latencji (*latency*) lub czas utajenia. W zależności od miejsca, z którego pochodzą rejestrowane potencjały, latencja może wynosić kilka, kilkadziesiąt, a nawet kilkaset milisekund. Potencjały, które powstają w ciągu pierwszych 10 ms od podania bodźca nazywa się potencjałami krótkolatencyjnymi (*short latency responses*, SLR). Potencjały generowane w przedziale czasu od 10 do 100 ms noszą miano potencjałów średniolatencyjnych (*middle latency responses*, MLR), natomiast potencjały generowane w czasie dłuższym nazywane są potencjałami długolatencyjnymi (*long latency responses*, LLR).

W praktyce klinicznej do rejestracji poszczególnych grup potencjałów wykorzystywane są różne metody pomiarowe:

– elektrokochleografia (*electrocochleography*, ECoG),

– metoda słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu (*auditory brainstem responses*, ABR),

– metoda słuchowych potencjałów wywołanych średniolatencyjnych (*middle latency responses*, MLR),

– metoda słuchowych potencjałów stanu ustalonego (*auditory steady-state responses*, ASSR),

– metoda słuchowych potencjałów korowych (*cortical electric response audiometry*, CERA),

– metoda potencjałów niezgodności (*mismatched negativity*, MMN),

– metoda rejestracji fali P300.

Słuchowe potencjały wywołane stosowane są w:

– obiektywnej ocenie progu słyszenia,

– diagnostyce różnicowej zaburzeń słuchu,

– monitorowaniu czynności nerwu słuchowego i pnia mózgu podczas zabiegów otoneurochirurgicznych (np. operacja guza kąta mostowo-móżdżkowego) oraz zabiegów wszczepiania implantów ucha środkowego, pnia mózgu),

– badaniach przesiewowych słuchu u noworodków,

– ocenie zysku z aparatów słuchowych,

– ocenie głębokości znieczulenia.

Metody ECoG i ABR, oparte na rejestracji potencjałów krótkolatencyjnych, stosowane są do oceny funkcji ślimaka, nerwu słuchowego i pnia mózgu, natomiast pozostałe metody do oceny czynności elektrycznej wyższych poziomów drogi słuchowej. W ocenie centralnych procesów przetwarzania informacji słuchowej istotne są metody MLR, MMN i P300. Obecnie w obiektywnej ocenie progu słyszenia stosowane są dwie metody – metoda ABR i metoda ASSR. Do monitorowania czynności nerwu słuchowego czy pnia mózgu wykorzystuje się metody ECoG i ABR. W badaniach przesiewowych stosuje się przede wszystkim metodę automatycznej rejestracji słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu (*automatic auditory brainstem responses*, AABR), natomiast do oceny zysku z aparatów słuchowych i do oceny głębokości znieczulenia metody MLR oraz ASSR.

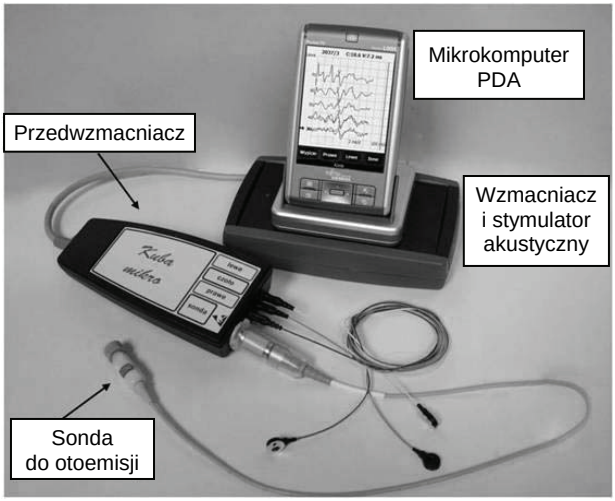
W praktyce klinicznej potencjały wywołane rejestruje się prawie wyłącznie za pomocą elektrod powierzchniowych, umieszczonych zazwyczaj na wyrostkach sutkowych, na czole, szczycie głowy lub szyi. Jedynie w metodzie ECoG stosowana może być technika elektrodowa transtympanalna, co sprawia, że zaliczana jest ona do metod inwazyjnych. Jednak współcześnie, w większości przypadków, badanie ECoG wykonuje się z zastosowaniem elektrod zewnątrzbębenkowych umieszczonych w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Pozostałe metody są całkowicie nieinwazyjne.

W zależności od odległości pomiędzy elektrodami i źródłami generacji poszczególnych potencjałów możemy mówić o rejestracji z bliskiego lub odległego pola. Najbliżej elektrod powierzchniowych generowane są odpowiedzi korowe, jako drugie odpowiedzi średniolatencyjne (z ośrodków podkorowych), a najdalej od elektrod generowane są potencjały pnia mózgu. W przypadku zastosowania techniki transtympanalnej w badaniu ECoG, gdy elektroda igłowa umieszczona jest w jamie bębenkowej na promontorium, możemy również mówić o rejestracji potencjałów ślimakowych z bliskiego pola. Zasadnicze parametry słuchowych potencjałów wywołanych, takie jak latencja i amplituda, zależą od parametrów fizycznych bodźca, przy czym w znacznie większym stopniu dla odpowiedzi krótko- i średniolatencyjnych niż długolatencyjnych.

Urządzenia do rejestracji słuchowych potencjałów wywołanych

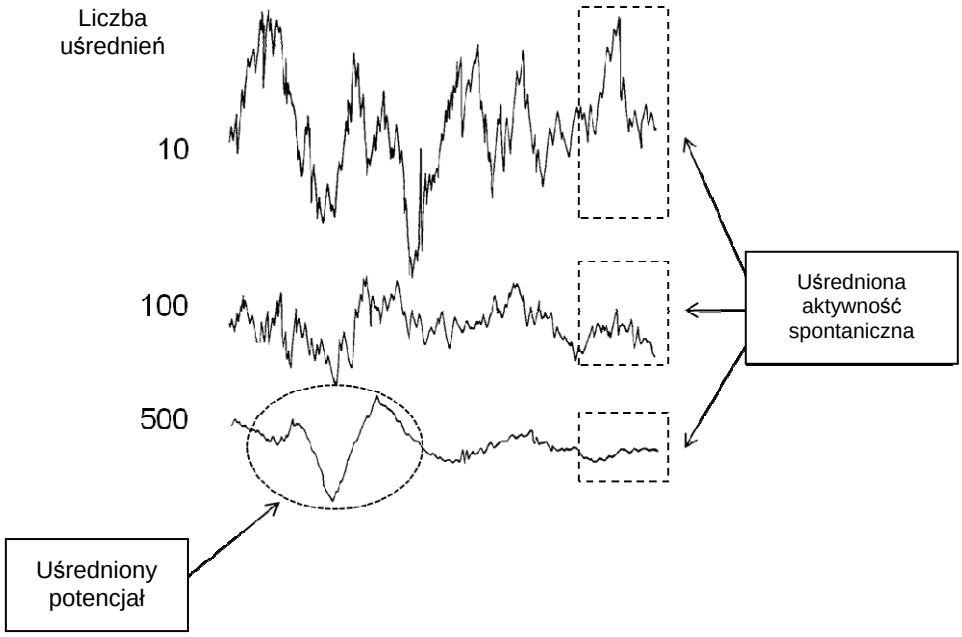
Z uwagi na bardzo małą amplitudę słuchowych potencjałów wywołanych ich rejestracja wymaga odpowiedniej aparatury. Warto zauważyć, że amplituda rejestrowanych potencjałów w dużej mierze warunkowana jest odległością od miejsca generacji potencjału. Dlatego największą amplitudę mają potencjały rejestrowane za pomocą metod ECoG i CERA (od kilkunastu do kilkudziesięciu μV). Natomiast znacznie niższą amplitudę (od kilku-

dziesięciu nV do co najwyżej 1 μV) mają potencjały średniolatencyjne oraz potencjały pnia mózgu. To powoduje określone trudności w rejestracji potencjałów i wymaga szczególnych warunków przeprowadzania badania oraz aparatury. Należy podkreślić, że tylko starannie wykonany pomiar i powtarzalny zapis słuchowych potencjałów wywołanych może stanowić podstawę obiektywnej diagnostyki zaburzeń słuchu.



Ryc. 8. Przykład nowoczesnego urządzenia do rejestracji SPW „Kuba mikro" opracowanego przez Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu oraz Instytut Technik Innowacyjnych EMAG

Urządzenie do rejestracji słuchowych potencjałów wywołanych składa się ze stymulatora akustycznego, wzmacniacza biologicznego z filtrami pasmowymi, przetwornika analogowo-cyfrowego, uśredniacza, monitora oraz ewentualnie drukarki. Nowoczesne urządzenia do rejestracji SPW są w większości przypadków połączeniem komputerów stacjonarnych, przenośnych lub mikrokomputerów z odpowiednimi przystawkami zawierającymi stymulatory, wzmacniacze biologiczne i procesory sygnałowe, które przeznaczone są do obróbki matematycznej i statystycznej zarejestrowanych sygnałów. Komputer zazwyczaj wykorzystywany jest do wizualizacji i wydruku wyników oraz do sterowania pomiarem i przechowywania danych. Na rycinie 8 przedstawiono przykład nowoczesnego urządzenia mobilnego do rejestracji słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu i emisji otoakustycznych. Urządzenie to, o nazwie „Kuba mikro", zostało opracowane przez Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu oraz Instytut Technik Innowacyjnych EMAG z Katowic.



Ryc. 9. Skuteczność techniki uśredniania w zależności od liczby bodźców

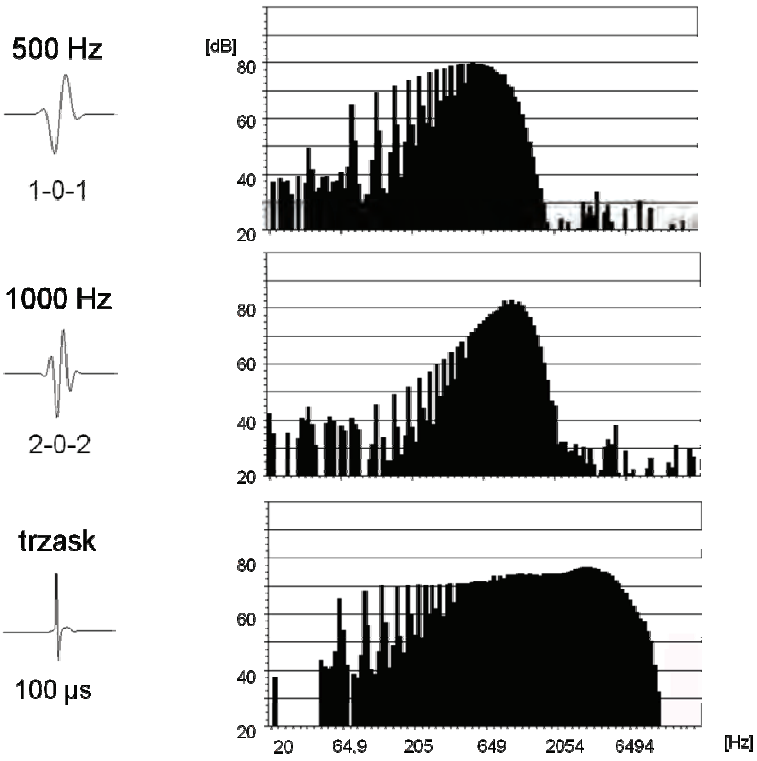
Słuchowe potencjały wywołane, których amplituda jest bardzo niska w porównaniu z aktywnością spontaniczną mózgu oraz z aktywnością mięśni twarzy i szyi, wydobywa się z tego specyficznego szumu tła dzięki zastosowaniu techniki uśredniania. Technika ta opiera się na wykorzystaniu, obecnego w układzie słuchowym, mechanizmu synchronizacji wyładowań bioelektrycznych, które powstają w odpowiedzi na bodziec akustyczny. Obecność mechanizmu synchronizacji oznacza, że pomiędzy pobudzeniem i potencjałem wywołanym istnieje stała zależność fazowa i czasowa. Na rycinie 9 zaprezentowano uśrednione zapisy czynności bioelektrycznej po podaniu 10, 100 i 500 bodźców. Widać, że dopiero przy uśrednieniu 500 odpowiedzi widoczny jest w zapisie potencjał słuchowy. Po uśrednieniu 500 odpowiedzi zmniejszyła się znacznie amplituda aktywności niezwiązanej fazowo z bodźcem, tak zwanej aktywności spontanicznej.

Potencjały o dużej amplitudzie wymagają mniejszej liczby uśrednień pojedynczych odpowiedzi, natomiast o niskiej amplitudzie znacznie większej liczby uśrednień. Zatem najłatwiej rejestruje się korowe potencjały o dużej amplitudzie, a najtrudniej potencjały pnia mózgu o niskiej amplitudzie.

Pomieszczenie, w którym przeprowadzane są pomiary SPW, powinno mieć dobrą izolację akustyczną od zewnętrznych zakłóceń akustycznych,

które mogą maskować rejestrowane odpowiedzi oraz rozpraszać pacjenta podczas badania. Należy również zapewnić jak największą odległość głowy pacjenta od wszelkich możliwych źródeł zakłócających sygnałów elektromagnetycznych.

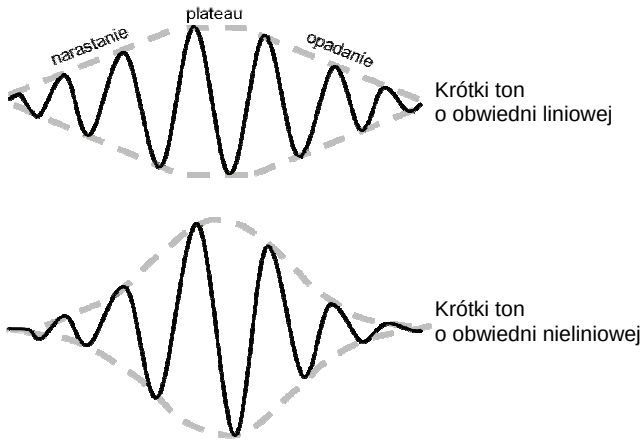
W zależności od rodzaju potencjałów wywołanych stosowane są różne bodźce akustyczne. Przy rejestracji potencjałów krótkolatencyjnych stosuje się trzask oraz krótkie tony, przy rejestracji potencjałów średniolatencyjnych krótkie tony lub tony modulowane amplitudowo i częstotliwościowo, natomiast przy rejestracji potencjałów długolatencyjnych (P300, MMN, P400) tony oraz sygnał mowy.



Ryc. 10. Przebiegi czasowe oraz widma mocy bodźców stosowanych w badaniach ABR – trzasku oraz krótkich tonów o obwiedni w kształcie krzywej Gaussa, o częstotliwościach 500 i 1000 Hz

Z ryciny 10 wyraźnie wynika, że krótkie tony charakteryzują się wąskim widmem mocy, natomiast trzask ma szerokie widmo mocy. Klasycznym bodźcem stosowanym w badaniach ABR jest trzask, który powstaje w rezul-

tacie pobudzenia słuchawki elektrycznym impulsem prostokątnym o czasie trwania wynoszącym 100 μs (dla słuchawek audiometrycznych TDH 39 lub 49 firmy Telephonics czy słuchawek wewnątrzkanałowych ER 3A firmy Etymotic Research). W wyniku takiego pobudzenia otrzymuje się bodziec o szerokim widmie mocy oraz o bardzo krótkim czasie narastania fali ciśnienia dźwięku. Dzięki temu bodziec w ciągu kilku milisekund pobudza praktycznie całą błonę podstawną, przy czym pobudzenie to nie jest specyficzne częstotliwościowo. Bezspornie największą zaletą trzasku jest to, że synchronizuje w bardzo krótkim czasie (ułamek milisekundy) odpowiedzi dużej grupy pojedynczych włókien nerwu słuchowego. Otrzymuje się wówczas potencjał o dużej amplitudzie, który reprezentuje aktywność błony podstawnej w dość szerokim zakresie częstotliwości. Trzask stosowany jest głównie w badaniach ECoG i ABR.

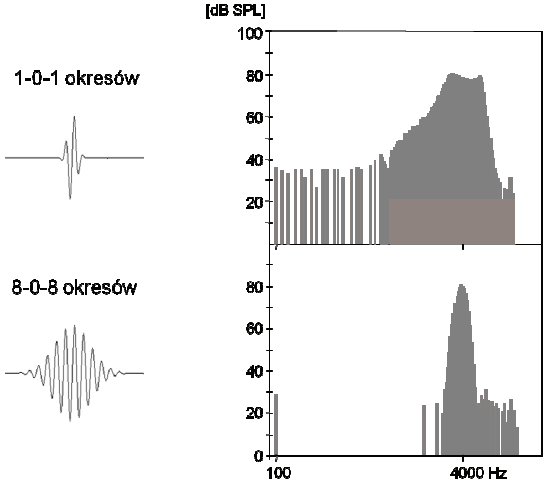


Ryc. 11. Przebiegi czasowe krótkiego tonu o obwiedni liniowej i nieliniowej z wyróżnionymi fazami narastania, plateau i opadania

W badaniach, których celem jest ocena progu słyszenia, stosuje się bodźce selektywne częstotliwościowo pod postacią krótkich tonów lub tonów modulowanych amplitudowo i częstotliwościowo. Pierwszy rodzaj bodźców wykorzystywany jest w badaniach ECoG, ABR i MLR, natomiast drugi w metodzie ASSR. Krótkie tony powstają w wyniku modulacji amplitudowej tonów za pomocą różnych obwiedni – liniowych i nieliniowych (ryc. 11), a czas trwania tych bodźców nie przekracza zazwyczaj kilku milisekund w badaniach ABR i MLR. W badaniach CERA bodźce mogą trwać nawet kilkadziesiąt milisekund. Zatem w porównaniu z tonami stosowanymi w badaniach audiometrycznych czasy trwania krótkich tonów są kilkana-

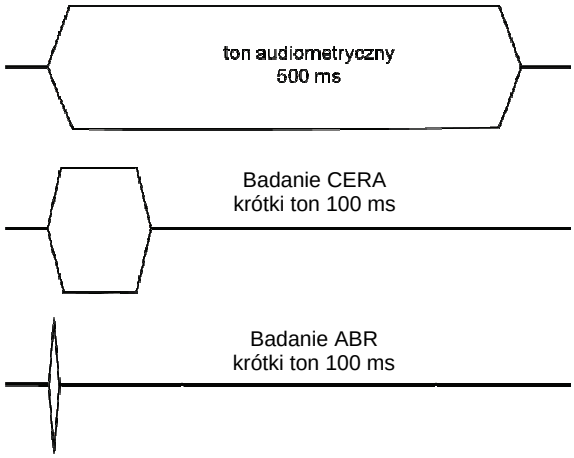
ście, a nawet sto razy krótsze. To sprawia, że widmo tych bodźców, a tym samym szerokość pobudzenia błony podstawnej, jest większe niż dla tonów audiometrycznych. Cechy odpowiedzi krótkolatencyjnych – ECoG i ABR zależą głównie od pierwszej fazy bodźca (narastania) i dlatego odpowiedzi te zalicza się do kategorii tak zwanych odpowiedzi typu „onset" (*onset* – nadejście, atak). Natomiast w przypadku odpowiedzi średniolatencyjnych, w szczególności korowych, wpływ na rejestrowane odpowiedzi mają wszystkie fazy bodźca.

Z punktu widzenia konieczności zapewnienia wąskopasmowego pobudzenia ślimaka podczas badań progu słyszenia powinno się stosować bodźce o możliwe najwęższym widmie mocy. Nie zawsze jest to możliwe, ponieważ parametry czasowe bodźców, przede wszystkim czas narastania czy trwania, są determinowane latencją poszczególnych potencjałów. Ponieważ czas powstawania (czas integracji) potencjałów wynosi na przykład dla potencjałów pnia mózgu tylko 10 ms, dlatego czasy trwania bodźców stosowanych w badaniach ABR nie przekraczają kilku ms. Z kolei w badaniach CERA, które powstają w czasie powyżej 80 ms, czasy trwania bodźców mogą wynosić kilkadziesiąt lub więcej ms. Na rycinie 12 przedstawiono zależność pomiędzy czasem trwania i widmem mocy krótkiego tonu o obwiedni w kształcie krzywej Gaussa i częstotliwości 4000 Hz. Całkowity czas trwania pierwszego bodźca wynosił 2 okresy (1 + 1), natomiast drugiego 16 okresów (8 + 8). Zwiększenie czasu trwania spowodowało wyraźne zmniejszenie szerokości widma bodźca, co w praktyce przekłada się na wąskopasmową stymulację błony podstawnej.



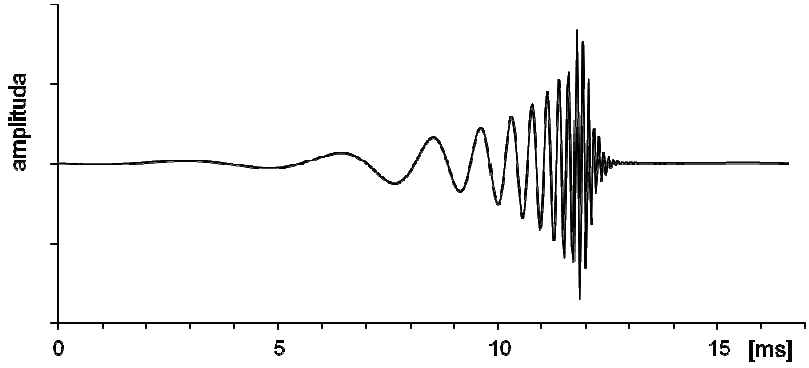
Ryc. 12. Porównanie widm krótkich tonów o częstotliwości 4000 Hz o różnych parametrach czasowych

Na rycinie 13 porównano czasy trwania bodźców stosowanych w różnych badaniach słuchu. Biorąc pod uwagę wpływ czasu trwania na szerokość widma bodźca, najwęższe widmo (składające się tylko z jednego prążka) ma ton audiometryczny, natomiast najszersze widma mają krótkie tony stosowane w badaniach ABR.



Ryc. 13. Porównanie długości tonów stosowanych w różnych badaniach słuchu

Parametry czasowe bodźców stosowanych w poszczególnych rodzajach badań SPW są wynikiem kompromisu pomiędzy wymaganiami dotyczącymi konieczności wąskopasmowej stymulacji błony podstawnej a potrzebą stosowania krótkich czasów narastania i trwania bodźców, aby zapewnić jak najlepszą synchronizację wyładowań we włóknach nerwu słuchowego, która gwarantuje z kolei dużą amplitudę potencjału.



Ryc. 14. Przebieg czasowy bodźca typu świergot (*chirp*)

W ostatnich latach w badaniach ABR coraz częściej stosowany jest szerokopasmowy bodziec typu świergot (*chirp*), którego przebieg czasowy przedstawiono na rycinie 14. Bodziec ten powstaje na skutek specyficznej modulacji częstotliwościowej i amplitudowej sygnału sinusoidalnego. Zasadniczą zaletą tego typu bodźca jest to, że błona podstawna ślimaka pobudzana jest w tym samym czasie zarówno w zakręcie podstawnym, środkowym, jak i szczytowym. Możemy zatem mówić o jednoczasowym pobudzeniu całego ślimaka. Dzięki temu jednoczasowo pojawiają się wyładowania w różnych grupach włókien nerwu słuchowego, zatem sumują się one przestrzennie i odpowiedź ABR dla tego szerokopasmowego bodźca ma amplitudę od 1,5 do 3 razy wyższą niż amplituda odpowiedzi ABR rejestrowanych dla klasycznego trzasku.

Poziomy bodźców stosowanych w badaniach SPW obecnie skalowane są w skali dB nHL (*normal hearing level*). Wartość zero w tej skali wyznacza się jako średnią wartość progu słyszenia określonego bodźca w grupie normalnie słyszących osób. Dla każdego bodźca wartość 0 dB w skali nHL wyznacza się oddzielnie. Ze względu na zjawisko czasowej integracji, obecne w układzie słuchowym, przy pomiarach progów słyszenia na potrzeby oznaczenia 0 dB w skali nHL częstość powtarzania bodźca nie powinna przekraczać 3,3/s.

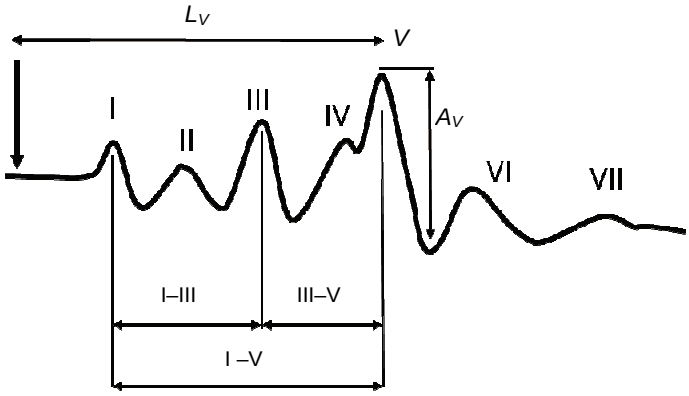
W badaniach SPW mogą być stosowane różnego rodzaju słuchawki. Najczęściej są to tradycyjne audiometryczne słuchawki nauszne, na przykład TDH 49 firmy Telephonics. Niemniej coraz chętniej wykorzystywane są słuchawki wewnątrzkanałowe, na przykład ER-3A produkowane przez firmę Etymotic Research. Wadą pierwszego rozwiązania jest to, że przy zbyt długim czasie badania słuchawki mogą powodować ból małżowin. Wady tej nie ma drugi typ słuchawek. Zaletą tych ostatnich jest również znacznie większe tłumienie międzyuszne, co wyraźnie ułatwia maskowanie ucha, które nie jest badane. W większości badań SPW wykorzystuje się stymulację drogą powietrzną, chociaż w niektórych badaniach, na przykład ABR i ASSR, można stosować także stymulację drogą kostną za pomocą takiego samego wibratora kostnego, jaki jest wykorzystywany w badaniach audiometrycznych.

2.2. Słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu – ABR

Metoda słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu stosowana jest do oceny progu słyszenia, w diagnostyce różnicowej zaburzeń słuchu, w monitorowaniu funkcji nerwu słuchowego i pnia mózgu podczas zabie-

gów otoneurochirurgicznych oraz w badaniach przesiewowych słuchu u noworodków i niemowląt. Badanie ABR można stosować bez ograniczeń wiekowych, a więc zarówno u noworodków, jak i osób dorosłych. Dla małych dzieci, w wieku kilku miesięcy, jest to obecnie standardowe badanie służące do obiektywnej oceny wielkości ubytku słuchu. Kilkumiesięczne dzieci zazwyczaj badane są we śnie naturalnym, natomiast dzieci w wieku od roku do 4 lat w stanie czuwania, śnie naturalnym lub w wyjątkowych przypadkach podczas płytkiej narkozy.

Za pomocą ryciny 15 zaprezentowano zapis słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu u osoby normalnie słyszącej dla bodźca typu trzask o natężeniu 80 dB nHL. Potencjały te generowane są w ciągu pierwszych 10 ms po podaniu bodźca akustycznego, a cała odpowiedź składa się z siedmiu fal oznaczonych cyframi rzymskimi. Fala I generowana jest w części dystalnej nerwu słuchowego, fala II w części proksymalnej, fala III przede wszystkim w jądrach ślimakowych, fala IV głównie w zespole oliwki górnej, a fala V przede wszystkim w jądrach wstęgi bocznej.



Ryc. 15. Zapis słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu dla trzasku u osoby normalnie słyszącej

Podczas analizy zapisu odpowiedzi ABR koncentrujemy się na ocenie morfologii, wartości latencji poszczególnych fal I, III i V oraz interwałów czasowych I–III, III–V i I–V. Jeżeli celem badania ABR jest ocena progu słyszenia, to w zapisie odpowiedzi analizujemy również jej próg.

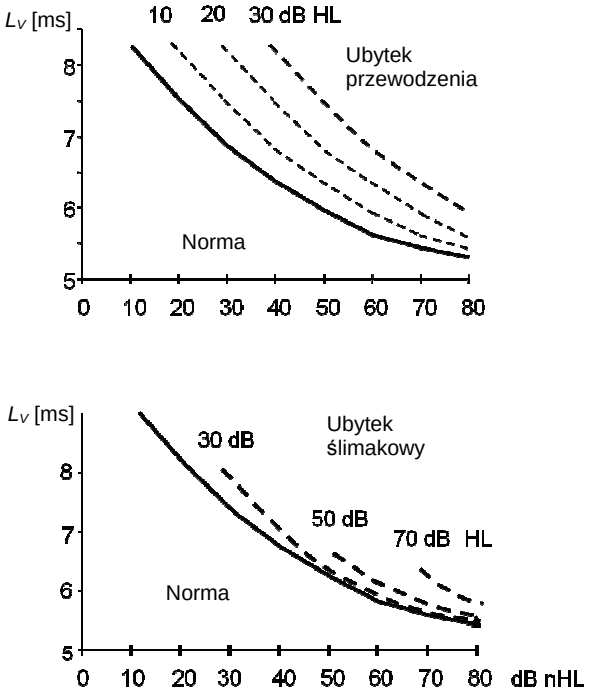
Interwały czasowe reprezentują przewodnictwo neuronalne w różnych częściach drogi słuchowej. Interwał I–III informuje o przewodnictwie w nerwie słuchowym, interwał III–V w pniu mózgu, a interwał I–V daje ogólną informację o tak zwanym centralnym przewodzeniu. O wartości kli-

nicznej słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu decyduje fakt, że jakakolwiek patologia obejmująca struktury anatomiczne biorące udział w generowaniu określonych fal może spowodować zmianę morfologii zapisu parametrów czasowych (latencji i interwałów) oraz amplitud i progów poszczególnych fal.

Typowe graniczne wartości latencji i interwałów czasowych w odpowiedziach rejestrowanych dla trzasku o natężeniu 90 dB nHL i częstości powtarzania 11/s są następujące:

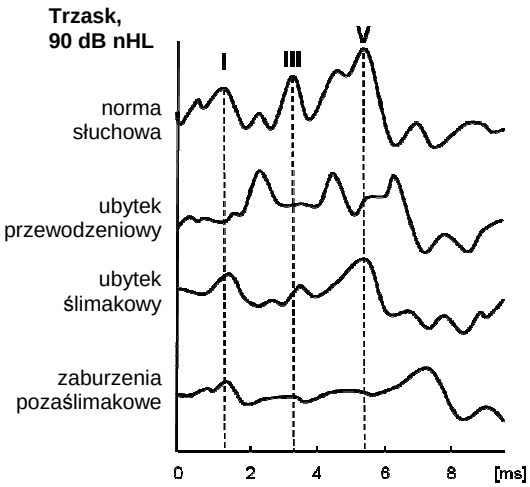
- latencja fali I ≤ 1,9 ms,
- latencja fali III ≤ 6,2 ms,
- interwał I–III ≤ 2,6 ms,
- interwał III–V ≤ 2,4 ms,
- interwał I–V ≤ 4,6 ms.

Średnie wartości interwału I–III wynoszą około 2,2 ms, a interwału III–V około 1,8 ms, co oznacza, że z reguły wartość interwału I–III jest większa od interwału III–V. Potencjały cechuje duża powtarzalność oraz duża symetria zapisów z obu uszu. Graniczne wartości różnic międzyusznych poszczególnych parametrów czasowych nie przekraczają 0,2 ms.



Ryc. 16. Porównanie przebiegów funkcji latencja–natężenie dla fali V w normie słuchowej, ubytku przewodzeniowym oraz ślimakowym

Na podstawie latencji fali V odpowiedzi o różnych natężeniach bodźca wyznaczane są wykresy funkcji „latencja–natężenie", których przebiegi umożliwiają różnicowanie zaburzeń ślimakowych i przewodzeniowych. Na rycinie 16 przedstawiono przebieg funkcji latencja–natężenie dla fali V w normie słuchowej oraz ubytku przewodzeniowym i ślimakowym o różnej wielkości. Ze zmniejszaniem natężenia bodźca wydłuża się latencja fali V. Przede wszystkim jest to wynik zmniejszania szybkości narastania ciśnienia dźwięku podczas obniżania siły bodźca oraz przy niewielkich zmianach miejsca, w którym występuje maksymalne pobudzenie błony podstawnej. W przypadku ubytku ślimakowego wzrost ubytku powoduje wzrost stromości wykresu. Charakterystyczne jest to, że dla dużych natężeń latencja fali V zwiększa się w bardzo niewielkim stopniu, natomiast wydłuża się znacząco dla mniejszych natężeń. Dopiero dla ubytków ślimakowych przekraczających 70–80 dB HL latencja fali V przy dużych natężeniach bodźca wzrasta w wyraźny sposób. Dla ubytków przewodzeniowych wykres funkcji latencja–natężenie przesunięty jest w prawo, wzdłuż osi natężeń, proporcjonalnie do wielkości rezerwy ślimakowej.



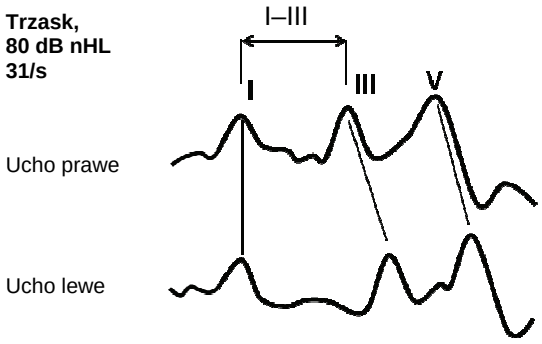
Ryc. 17. Odpowiedzi ABR dla trzasku o natężeniu 90 dB nHL zarejestrowane w normie słuchowej oraz w różnych ubytkach słuchu

Na rycinie 17 przedstawiono zapisy odpowiedzi ABR dla trzasku o natężeniu 90 dB nHL w normie słuchowej oraz w różnych ubytkach słuchu. W ubytku przewodzeniowym zapis potencjałów przesunięty jest w prawo w stosunku do normy, natomiast w ubytku ślimakowym praktycznie jest taki sam, jak w normie, pomimo że wielkość ubytku może wynosić nawet

60–70 dB HL. Z kolei w zapisie odpowiedzi dla ubytku pozaślimakowego latencja fali I jest w normie, natomiast brak jej praktycznie w zapisie fali III, a latencja fali V jest znacznie wydłużona.

Badanie ABR bardzo często wykorzystuje się we wczesnej diagnostyce zaburzeń słuchu typu pozaślimakowego, które mogą być spowodowane: obecnością nerwiaka nerwu VIII, guza kąta mostowo-móżdżkowego, procesu demielinizacyjnego, neuropatią słuchową czy zaburzeniami metabolicznymi lub naczyniowymi. W tych przypadkach badanie ABR polega na zarejestrowaniu odpowiedzi dla bodźca typu trzask oddzielnie dla każdego ucha oraz porównaniu parametrów odpowiedzi z wartościami normowymi oraz między sobą.

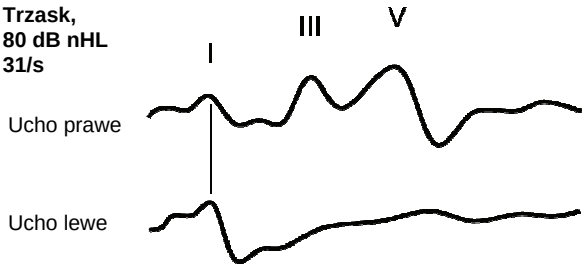
Jeżeli jedno z uszu jest normalnie słyszące, to parametry odpowiedzi tego ucha mogą stanowić odniesienie dla oceny parametrów ucha przeciwnego. W tym przypadku czułość metody w zaburzeniach pozaślimakowych jest bardzo wysoka i przekracza ponad 95%. Należy zauważyć, że bardzo często zapisy ABR mogą być zmienione w zaburzeniach pozaślimakowych pomimo faktu, że próg słyszenia może być prawidłowy. Dla guzów kąta mostowo-móżdżkowego o średnicy przekraczającej 1,5–2 cm czułość standardowej metody ABR z zastosowaniem trzasku spada do 50–70%. W ostatnich latach opracowano nowe metody stymulacji i analizy słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu, których czułość jest porównywalna z metodą rezonansu magnetycznego.



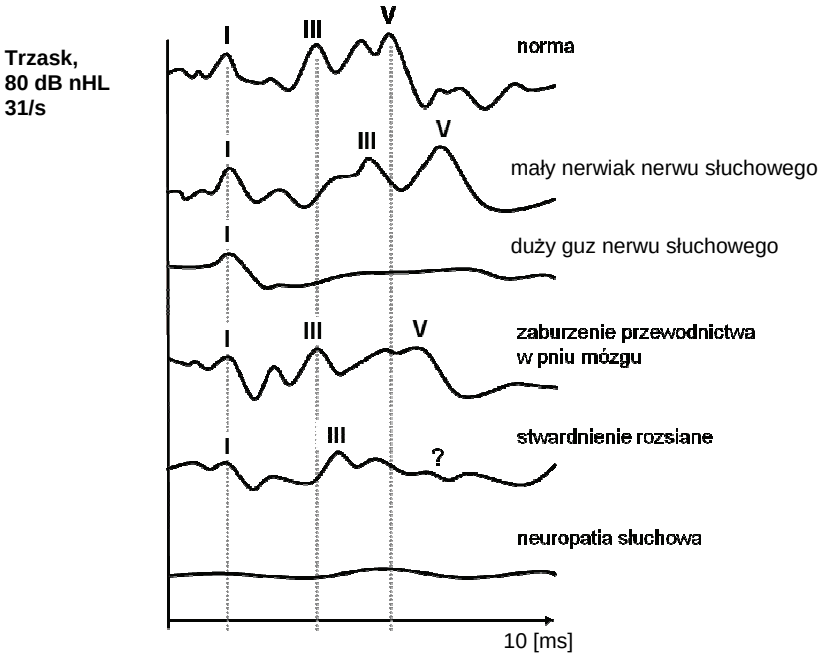
Ryc. 18. Cechy odpowiedzi pnia mózgu przy obecności nerwiaka nerwu słuchowego o średnicy około 1 cm po stronie lewej

Przykład odpowiedzi pnia mózgu zarejestrowanej u osoby z nerwiakiem nerwu VIII po stronie lewej, którego średnica nie przekracza 1 cm, przedstawiono na rycinie 18. W odpowiedziach ucha z nerwiakiem (ucho lewe)

zwiększona jest w znacznym stopniu wartość interwału I–III, co świadczy o zaburzeniu przewodnictwa w nerwie słuchowym. Rezonans magnetyczny wykazał w tym przypadku poszerzenie przewodu słuchowego wewnętrznego oraz obecność nerwiaka nerwu VIII o średnicy około 1 cm. Jeżeli średnica guza przekracza 1,5 cm, to często w zapisie odpowiedzi pozostaje jedynie fala I (ryc. 19).



Ryc. 19. Cechy odpowiedzi pnia mózgu przy obecności nerwiaka nerwu słuchowego o średnicy powyżej 1,5 cm po stronie lewej

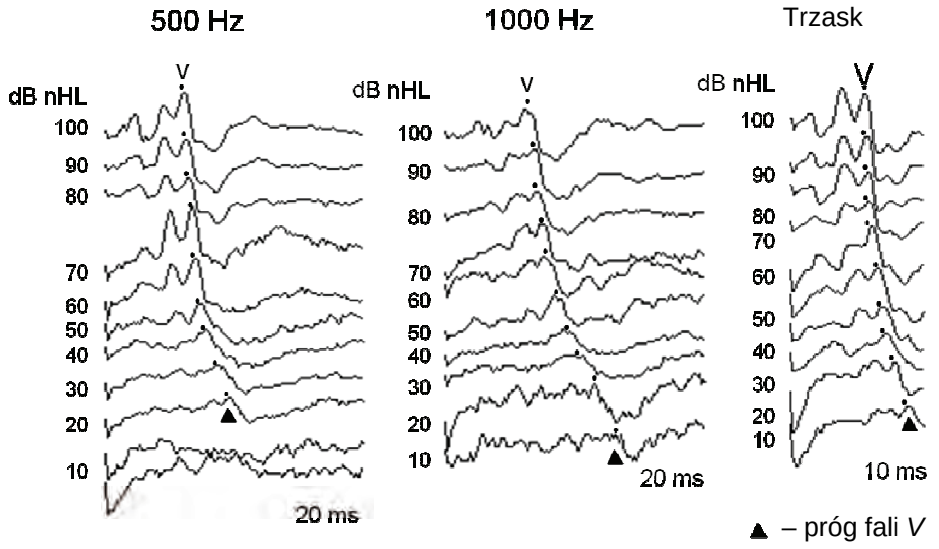


Ryc. 20. Przykłady zapisów ABR w różnych zaburzeniach pozaślimakowych słuchu

Za pomocą ryciny 20 przedstawiono zapisy odpowiedzi ABR w różnych patologiach pozaślimakowych. W zależności od umiejscowienia patologii może być wydłużony jeden lub drugi interwał bądź oba. Mogą też występować w zapisach znacznie zmniejszone amplitudy poszczególnych fal, a w skrajnych przypadkach można nie uzyskać odpowiedzi, tak jak w neuropatii słuchowej.

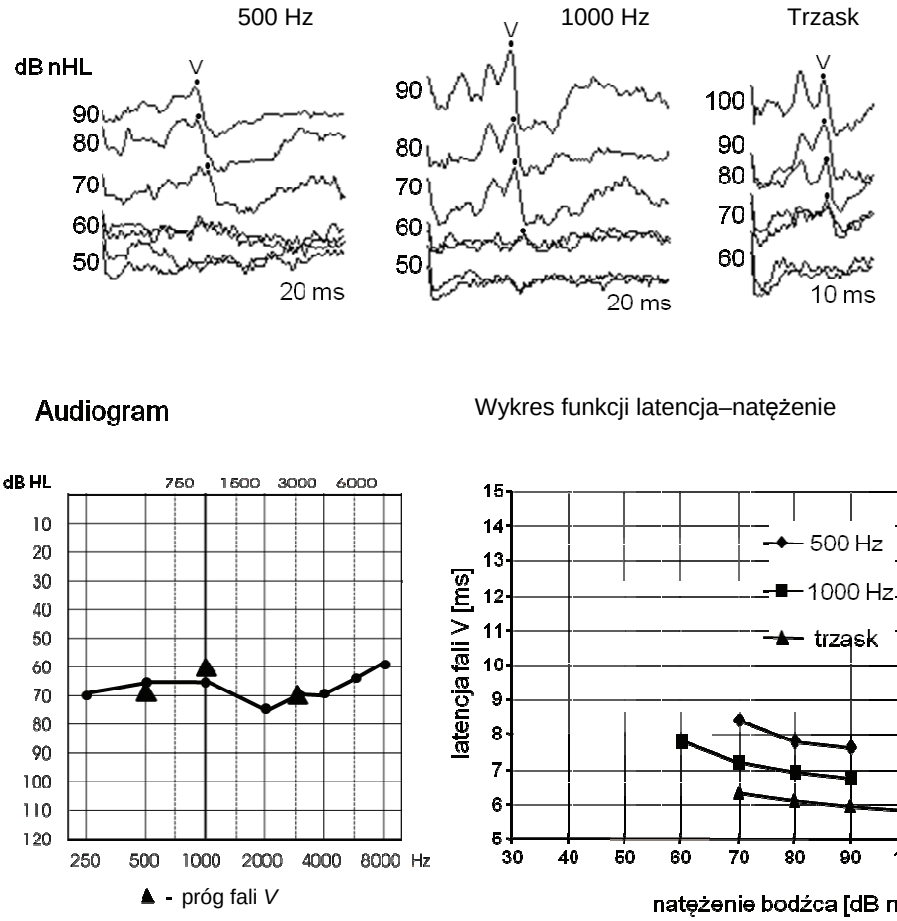
Badanie przesiewowe w kierunku zaburzeń pozaślimakowych słuchu z zastosowaniem metody ABR powinno być wykonane w każdym przypadku nagłego lub postępującego niedosłuchu, u osób z szumami usznymi oraz w przypadkach incydentów zaburzeń równowagi lub zawrotów głowy.

Badanie ABR wykorzystywane jest najczęściej do obiektywnej oceny progu słyszenia. Wskaźnikiem progu w tym badaniu jest fala V, ponieważ jej próg wykazuje wysoką korelację z progiem audiometrycznym. Wyznaczenie progu słyszenia za pomocą ABR polega na rejestracji określonej liczby odpowiedzi według procedury zwanej „szeregiem natężeniowym" oraz analizy tych odpowiedzi w celu wyznaczenia ich progu. Intensywność bodźca zmniejszana jest skokowo, zazwyczaj co 20 i 10 dB, przy czym z reguły w pobliżu progu rejestracje dla tego samego poziomu bodźca powtarza się dwu- lub trzykrotnie. Poziom początkowy bodźca dobierany jest w zależności od danych z wywiadu na temat spodziewanej wielkości niedosłuchu.



Ryc. 21. Przykład badania ABR dla trzasku oraz krótkich tonów o częstotliwościach 500 i 1000 Hz u osoby z prawidłowym słuchem

Przykład zapisu odpowiedzi ABR dla bodźca typu trzask oraz krótkich tonów o częstotliwościach 500 i 1000 Hz u osoby normalnie słyszącej zaprezentowano na rycinie 21. Dla wszystkich bodźców występuje charakterystyczne wydłużenie latencji oraz spadek amplitudy fali V wraz ze zmniejszaniem natężenia bodźca. Dla częstotliwości 500 Hz próg fali V wyniósł 20 dB, a dla 1000 Hz i dla trzasku 10 dB nHL. Próg odpowiedzi dla trzasku jest skorelowany ze średnią wartością progu słyszenia w paśmie od 2000 do 4000 Hz.



Ryc. 22. Przykład rejestracji odpowiedzi ABR dla różnych bodźców u osoby z płaskim ubytkiem słuchu typu ślimakowego

Na rycinie 22 przedstawiono wyniki progowego badania ABR dla bodźców o częstotliwościach 500 i 1000 Hz oraz dla trzasku u osoby z płaskim

ubytkiem słuchu typu ślimakowego. Dla każdego z bodźców różnica pomiędzy progiem fali V a progiem audiometrycznym nie przekraczała 10 dB. Rezultatem takiego badania jest tak zwany zrekonstruowany audiogram, który traktujemy jako równoważny audiogramowi tonalnemu w określonym zakresie częstotliwości. Na podstawie latencji fali V dla poszczególnych bodźców wykreślono funkcję latencja–natężenie. Należy zwrócić uwagę na fakt, że latencja fali V rośnie wraz ze zmniejszaniem częstotliwości bodźca. Najdłuższe latencje fali V mają odpowiedzi dla bodźca o częstotliwości 500 Hz, a najkrótsze dla trzasku. Ten fakt jest potwierdzeniem specyficzności częstotliwościowej odpowiedzi, ponieważ zgodnie z tonotopową organizacją ślimaka krótszą latencję powinny wykazywać odpowiedzi generowane bliżej zakrętu podstawnego (w tym przypadku dla trzasku), a dłuższą odpowiedzi generowane w szczycie ślimaka (w tym przypadku dla 500 Hz).

W praktyce klinicznej badanie progu słyszenia za pomocą ABR najczęściej wykonuje się dla częstotliwości 500 i 1000 Hz, stosując krótkie tony o obwiedni nieliniowej (Gaussa lub Blackmana) oraz w zakresie 2000–4000 Hz za pomocą trzasku. Zalecane są następujące parametry czasowe krótkich tonów: czas narastania i opadania 2 ms, odcinek plateau 0 ms. W przypadku zastosowania bodźców o obwiedni nieliniowej ważne jest, aby długość odcinka plateau wynosiła 0 ms, ponieważ w przeciwnym razie widmo bodźca traci swoje wąskopasmowe właściwości z punktu widzenia selektywności pobudzenia błony podstawnej.

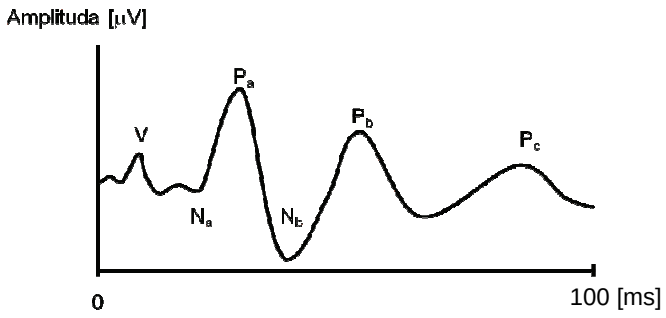
Przy zastosowaniu dwóch tonów i trzasku powstaje trzypunktowy audiogram, który informuje o czułości słuchu dziecka zarówno dla niskich, jak i wysokich częstotliwości. Audiogram ten może stanowić podstawę do dobrania odpowiedniego aparatu słuchowego. Ocena progu słyszenia metodą ABR przy stymulacji ucha drogą powietrzną (przez słuchawki) jest możliwa dla częstotliwości z zakresu od 500 do 8000 Hz, dla ubytków słuchu nie większych niż 100 dB HL. Błąd oznaczenia progu słyszenia w badaniach ABR zazwyczaj nie przekracza 10 dB, a czas badania śpiącego dziecka wynosi około 30 min. Metoda ta ma ograniczone zastosowanie w przypadkach, w których zaburzenia słuchu spowodowane uszkodzeniem ślimaka współistnieją z zaburzeniami funkcji nerwu słuchowego, ośrodków w pniu mózgu lub w korze mózgowej. W tych przypadkach może się okazać, że ocena kliniczna słuchu dziecka będzie znacznie odbiegała od wyniku badania progowego ABR.

Wśród obiektywnych badań słuchu rola badania ABR we wczesnej diagnostyce zaburzeń słuchu u małych dzieci jest największa. Dzięki tym badaniom można znacznie skrócić czas rozpoznania zaburzeń słuchu u małego dziecka i przyspieszyć moment rozpoczęcia właściwego leczenia lub rehabi-

litacji za pomocą aparatu słuchowego. Należy jednak pamiętać o takich ograniczeniach tych metod, jak zakres badanych częstotliwości i wielkości ubytku słuchu. Należy również mieć na uwadze fakt, że badanie to nie zastępuje badania behawioralnego lub audiometrycznego. Wynik tego badania należy traktować jako jeden z wielu. Nawet w przypadkach braku odpowiedzi dla najwyższych intensywności bodźca wyniku badania nie należy traktować jako ostatecznego, decydującego o losie dziecka. W myśl zasady nazywanej w literaturze anglosaskiej *cross-checking* wynik tego badania trzeba potwierdzić rezultatami innych badań obiektywnych oraz behawioralnych.

Słuchowe potencjały średniolatencyjne i korowe

Na rycinie 23 przedstawiono zapis słuchowych potencjałów średniolatencyjnych osoby normalnie słyszącej, które generowane są w ciągu pierwszych 80 ms po podaniu bodźca akustycznego. Odpowiedzi te zawierają zarówno składowe mięśniowe, jak i neurogenne. Aktywność mięśniowa rejestrowana jest w czasie od 12 do 20 ms i pochodzi z mięśni zamałżowinowych. W czasie od 15 do 80 ms rejestruje się wiele szczytów dodatnich i ujemnych, oznaczonych jako: Na, Pa, Nb, Pb, Nc i Pc, które mają pochodzenie neurogenne. Uważa się, że potencjały te reprezentują aktywność wielu generatorów ośrodków podkorowych oraz pierwszorzędowej kory mózgowej. Główny udział w generacji tych potencjałów mają ośrodki wzgórzowo-korowe, a w mniejszym stopniu śródmózgowie (wzgórki dolne, ciało kolankowate przyśrodkowe i twór siatkowaty). Dużą rolę w generacji fal Na, Pa i Pb ogrywa również płat skroniowy oraz twór siatkowaty.

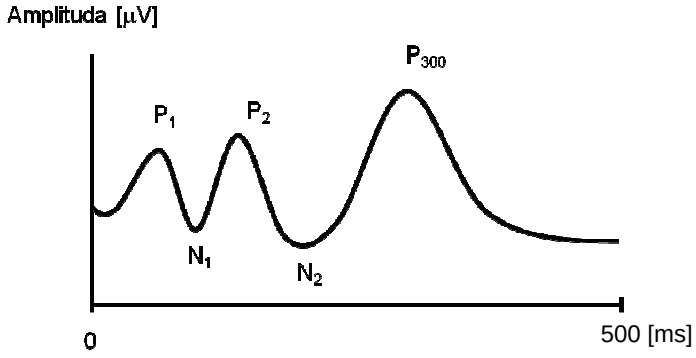


Ryc. 23. Zapis odpowiedzi średniolatencyjnych osoby normalnie słyszącej

U dzieci duży wpływ na falę Pa mają środki farmakologiczne, które mogą oddziaływać na funkcjonowanie tworu siatkowatego. Amplituda tej fali

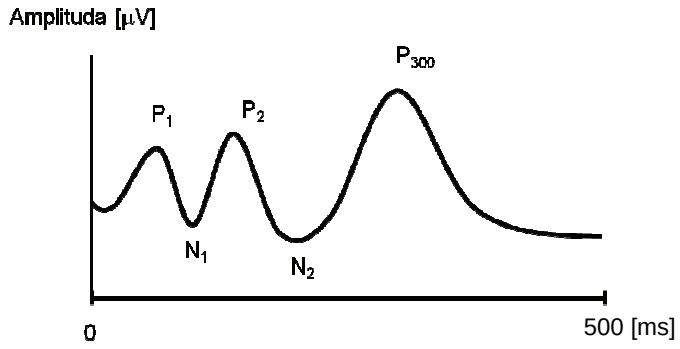
może się zmieniać w znacznym stopniu w zależności od głębokości snu oraz od tego, czy dziecko znajduje się w stanie czuwania, czy w stanie snu. W trzeciej i czwartej fazie snu można nie zarejestrować fali Pa. Amplituda fali Pa zmienia się również z wiekiem i dojrzewaniem układu nerwowego. U osób starszych amplituda potencjału wzrasta.

Odpowiedzi średniolatencyjne mogą być stosowane w estymacji progu słyszenia, ale zawsze podczas oceny wyników badań należy brać pod uwagę wpływ opisanych powyżej czynników. Z badań wielu autorów wynika, że odpowiedzi MLR są szczególnie przydatne w ocenie progu słyszenia dla niskich częstotliwości, które są trudne do oceny w metodach ECoG i ABR. Odpowiedzi MLR stosowane są również w diagnostyce zaburzeń słuchu pochodzenia centralnego (Musiek i in., 2006).



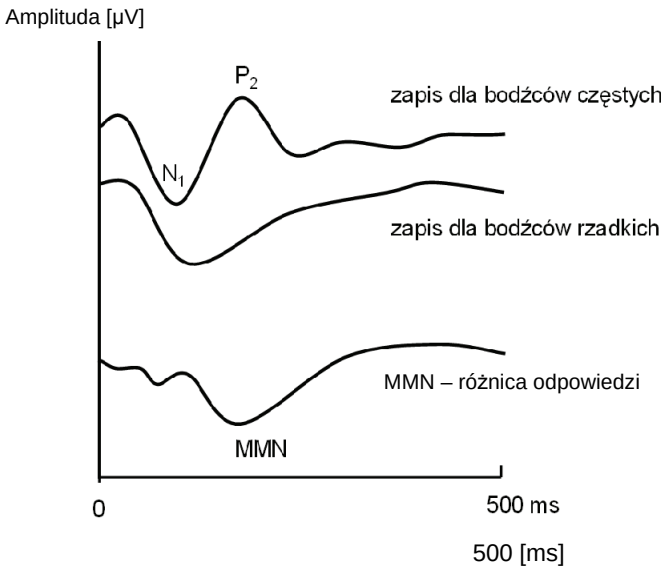
Ryc. 24. Zapis potencjałów korowych

Na rycinie 24 zaprezentowano zapis słuchowych potencjałów korowych (CERA) osoby normalnie słyszącej dla krótkiego tonu o częstotliwości 1000 Hz. Potencjały N1 i P2 pochodzą z pierwszo- i drugorzędowych ośrodków słuchowych w korze mózgowej. W badaniach tych można stosować bodźce tonalne o czasach trwania rzędu kilkudziesięciu ms, znacznie dłuższych niż w metodzie ABR. W rezultacie otrzymuje się bardziej specyficzne częstotliwościowo pobudzenia błony podstawnej, a odpowiedź charakteryzuje się dużą specyficznością częstotliwościową. Dzięki takim cechom odpowiedzi korowych estymacja progu słyszenia może być bardzo precyzyjna. Na przeszkodzie w szerokim wykorzystaniu tej metody w obiektywnej ocenie czułości słuchu stoi duży wpływ na wynik badania takich czynników, jak sen czy środki farmakologiczne.



Ryc. 25. Przykład zapisu fali P300

Inny rodzaj potencjałów o długiej latencji (powyżej 200 ms) to potencjały korowe związane ze zdarzeniem słuchowym, powstające jako odpowiedź na wtrącenie do ciągu bodźców jednorodnych bodźca o cechach odmiennych. Może to być na przykład ciąg bodźców o częstotliwości 1000 Hz, w którym co pewien czas pojawia się bodziec o częstotliwości 4000 Hz. Potencjałami tymi są fala P300 (ryc. 25) i potencjał niezgodności MMN (ryc. 26). Potencjały te można rejestrować w odpowiedzi nie tylko na tony, ale również sygnały mowy.



Ryc. 26. Przykład zapisu potencjału MMN

Potencjał P300 o latencji około 300 ms pojawia się w zapisie potencjałów korowych, gdy do ciągu bodźców standardowych (bodziec częsty, pojawiający się w 80–90% przypadków) zostanie wtrącony bodziec odmienny (bodziec rzadki, pojawiający się w 10–20% przypadków). Zadaniem pacjenta jest zwrócenie uwagi na pojawienie się bodźca odmiennego. W tych momentach w standardowym zapisie odpowiedzi korowych pojawia się potencjał P300. Jeżeli pacjent nie będzie się koncentrował na bodźcu odmiennym, to uzyskamy klasyczny zapis odpowiedzi korowych.

Przy rejestracji potencjału niezgodności – MMN stosuje się taką samą procedurą stymulacji, jak przy rejestracji potencjału P300, przy czym uwaga pacjenta podczas badania musi być zajęta wykonywaniem zadania umysłowego na tyle skutecznie, aby pacjent nie rozróżniał świadomie pojawienia się w ciągu bodźców częstych bodźca rzadkiego. Potencjał MMN jest wyrazem automatycznej odpowiedzi kory mózgowej związanej z wykryciem niezgodności w cechach bodźca częstego i rzadkiego. Może to być na przykład różnica pomiędzy dwiema sylabami – „ba" i „da". Potencjał MMN otrzymuje się jako różnicę uśrednionych odpowiedzi dla obu typów bodźców. Może być on rejestrowany podczas snu zarówno u dzieci, jak i osób dorosłych, przy czym amplituda potencjału rejestrowanego podczas snu jest niższa niż w stanie czuwania. Amplituda potencjału jest wyższa, jeżeli częstość bodźca odmiennego jest niska. Niestety, potencjał MMN nie występuje u wszystkich osób normalnie słyszących, które dobrze dyskryminują dźwięki w badaniach psychoakustycznych. Prawdopodobnie jest to wynik wpływu niewłaściwych warunków rejestracji oraz metod analizy potencjałów. Potencjalne zastosowanie kliniczne metody MMN dotyczy możliwości obiektywnej oceny dyskryminacji dźwięków u osób, u których nie można wykonać wiarygodnych testów dyskryminacji dźwięków w badaniach psychoakustycznych. Wiele wskazuje na to, że metoda ta może mieć zastosowanie w badaniach nad procesami percepcji i rozpoznawania dźwięków, a więc również w badaniach osób z zaburzeniami w zakresie centralnych procesów przetwarzania informacji słuchowej.

2.3. Słuchowe potencjały wywołane stanu ustalonego – ASSR

Ogólna charakterystyka metody słuchowych potencjałów stanu ustalonego.

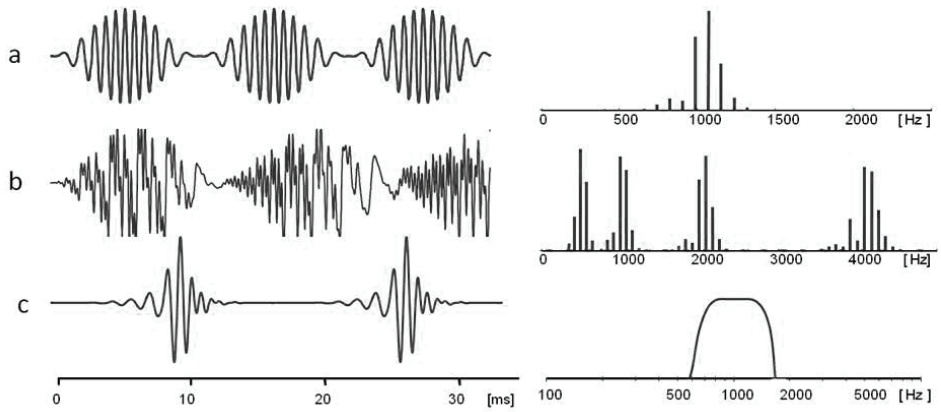
Podstawowe cechy, jakie odróżniają metodę słuchowych potencjałów stanu ustalonego od metod „klasycznej" audiometrii elektrofizjologicznej, związanej z wykorzystaniem potencjałów pniowych, są następujące:

1. Postać bodźców jest zasadniczo odmienna w obydwu metodach; w pomiarach ASSR stosuje się bodźce ciągłe (np. modulowane bodźce tonalne lub ciągłe przebiegi niesinusoidalne, np. typu świergot (*chirp*) – por. ryc. 27), podczas gdy do wywołania słuchowych potencjałów pniowych (ABR) wykorzystuje się wyłącznie bodźce impulsowe.

2. W metodzie ASSR słuchowy potencjał wywołany jest rejestrowany w sposób ciągły w długim okresie (tą drogą uzyskuje się informację o stanie ustalonym odpowiedzi, tzn. aktywności elektrycznej narządu słuchu ustabilizowanej po dostatecznie długim okresie oddziaływania bodźca). W metodzie ABR rejestruje się krótki odcinek przebiegu potencjału (zwykle kilkanaście ms po każdym bodźcu) – a więc stan nieustalony procesu, po czym uśrednia się i ocenia zbiór takich odpowiedzi.

3. Przebiegi słuchowych potencjałów stanu ustalonego są analizowane i oceniane wyłącznie w dziedzinie częstotliwości, na podstawie widma sygnału.

4. Co najważniejsze, do wykrywania odpowiedzi i ich oceny stosuje się automatyczne algorytmy oparte na kryteriach statystycznych. W automatyczny sposób wyznacza się charakterystyki odpowiedzi. Ponadto, odpowiedni algorytm pozwala uzyskać estymowaną wartość progu słyszenia dla różnych częstotliwości i tą drogą zrekonstruować audiogram tonalny.



Ryc. 27. Przykładowe bodźce specyficzne częstotliwościowo stosowane w audiometrii słuchowych potencjałów stanu ustalonego: a – ton z modulacją amplitudowo-częstotliwościową (f_c = 1000 Hz, f_m = 80 Hz); b – bodziec złożony z czterech tonów z modulacją AM/FM na częstotliwościach [Hz]: 500, 1000, 2000 i 4000; c – *chirp* wąskopasmowy o paśmie oktawowym (720–1440 Hz)

Słuchowe dopowiedzi stanu ustalonego mogą być wywołane tonalnymi bodźcami modulowanymi, które mają postać przebiegu sinusoidalnego (fali nośnej) modulowanej amplitudowo (AM) lub częstotliwościowo (FM). W praktyce najczęściej stosuje się połączoną modulację amplitudową i częstotliwościową (AM/FM). Częstotliwości nośne dobiera się w zakresie typowych częstotliwości audiometrycznych (w przedziale od 250 Hz do 8 kHz). Częstotliwości modulujące są małe, zwykle mniejsze od 100 Hz (w praktyce najczęściej w okolicy 40 Hz lub 80 Hz). Rejestrowany potencjał wywołany ASSR jest przebiegiem zsynchronizowanym z częstotliwością obwiedni bodźca (sygnału modulującego); jest to więc małoczęstotliwościowy przebieg quasi-sinusoidalny.

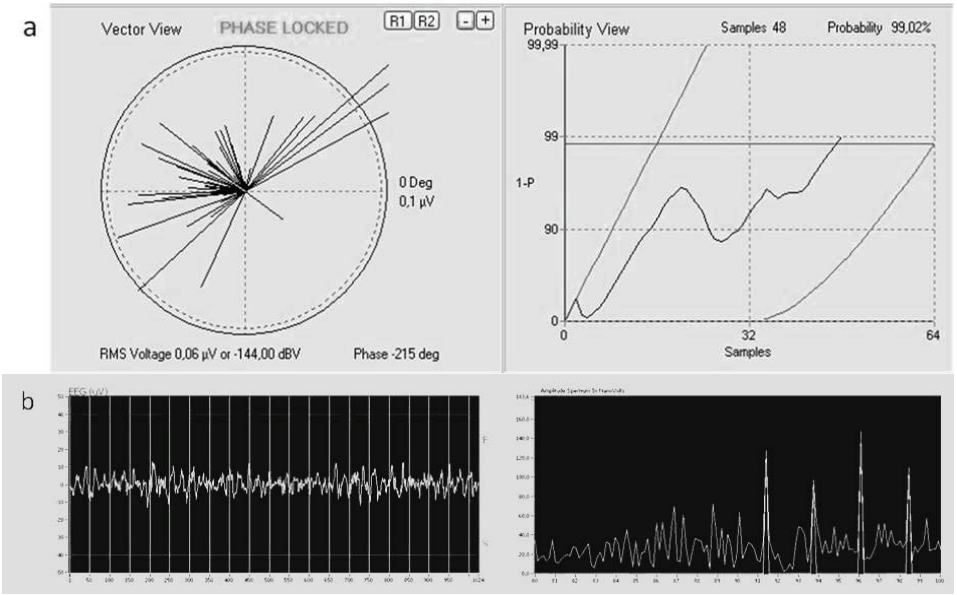
Cechą unikalną audiometrii słuchowych stanu ustalonego jest możliwość jednoczesnej prezentacji wielu bodźców na różnych częstotliwościach (ryc. 27b), podawanych do jednego lub do obu uszu jednocześnie (Rance, 2008; Picton, 2011). Poszczególne bodźce różnią się częstotliwościami modulującymi, co pozwala rozróżnić odpowiedzi dla odpowiednich częstotliwości.

Słuchowy potencjał wywołany stanu ustalonego jest bardzo słabym (o amplitudzie rzędu pojedynczych dziesiątek nV) sygnałem o małej częstotliwości – równej częstotliwości modulacji bodźca (kilkadziesiąt Hz). Sygnał ten jest głęboko ukryty w szumie i zakłóceniach pochodzących głównie od spontanicznej aktywności centralnego układu nerwowego – EEG. Detekcja oraz ocena tego sygnału jest procesem wieloetapowym i dość długotrwałym. Na rycinie 28 przedstawiono przykładowe sposoby prezentacji wyników rejestracji słuchowych odpowiedzi stanu ustalonego w popularnych systemach elektrofizjologicznych – GSI Audera firmy Grason-Stadler oraz MASTER firmy Bio-logic – Natus*.

Detekcja odpowiedzi wywołanej ma charakter stochastyczny. W stosowanych algorytmach zakłada się określony poziom istotności – typowo od 3 do 5%. Oznacza to, że prawdopodobieństwo poprawnego wykrycia słuchowej odpowiedzi wywołanej jest bardzo duże. Należy się jednak liczyć z możliwością istnienia zarówno wyników „fałszywie dodatnich", jak i „fałszywie ujemnych", zwłaszcza w pomiarach okołoprogowych.

---

* Więcej informacji można znaleźć na stronach producentów sprzętu: <www.grason-stadler.com/products/gsi-audera> oraz <www.natus.com/index.cfm?page=products_1&crid=29>.



Ryc. 28. Przykładowe wyniki rejestracji słuchowych potencjałów stanu ustalonego: a – w systemie GSI Audera: wykres koherencji fazowej (po lewej) i prawdopodobieństwa odpowiedzi wywołanej (po prawej); b – w systemie MASTER: przebieg czasowy odpowiedzi wywołanej na tle szumu EEG (po lewej), widmo odpowiedzi z widocznymi prążkami na częstotliwościach modulacji bodźca (po prawej)

Ocena progu słyszenia z wykorzystaniem potencjałów ASSR

Badania progowe stanowią, obok badań przesiewowych, najważniejszą dziedzinę zastosowań słuchowych potencjałów stanu ustalonego. Procedura wyznaczenia audiometrycznego progu słyszenia jest dwuetapowa:

1) wyznacza się próg elektrofizjologiczny, to znaczy minimalny poziom bodźca, przy którym uzyskuje się istotną statystyczne odpowiedź wywołaną;

2) na podstawie progu elektrofizjologicznego estymuje się próg audiometryczny dla danej częstotliwości.

W celu wyznaczenia progu elektrofizjologicznego prezentuje się ciąg bodźców o malejącym natężeniu (typowo ze skokiem co 10 dB HL) aż do zaniku odpowiedzi. Próg audiometryczny jest estymowany w sposób automatyczny na podstawie zależności empirycznych uzyskanych na drodze analizy wyników badań dużych populacji pacjentów. Wynik pomiaru może być zobrazowany jako estymowany audiogram tonalny w badanym przedziale częstotliwości. W niektórych systemach elektrofizjologicznych są wyznaczane, w sposób automatyczny, także granice błędu estymacji, to znaczy

przedział, w którym z dużym prawdopodobieństwem znajduje się prawdziwa wartość progu słyszenia.

Dokładność oszacowania progu audiometrycznego zależy od właściwości systemu, warunków i czasu pomiaru oraz założonego poziomu istotności. Dane literaturowe i wyniki badań wskazują, że odchylenie standardowe różnicy między progiem audiometrycznym i jego wartością estymowaną wynosi (w zależności od systemu, metody i czasu pomiaru) od 10 do 15 dB HL, przy czym dokładność estymacji jest znacznie mniejsza dla słuchu normalnego i niewielkich ubytków słuchu (Śliwa i in. 2004, 2006; Rance, 2008; Picton, 2011). Granice błędu estymacji progu słyszenia zatem mogą być dość szerokie (por. ryc. 29), z czym należy się liczyć, stosując tę metodę w badaniach słuchu.

Zastosowanie słuchowych potencjałów stanu ustalonego w protezowaniu słuchu

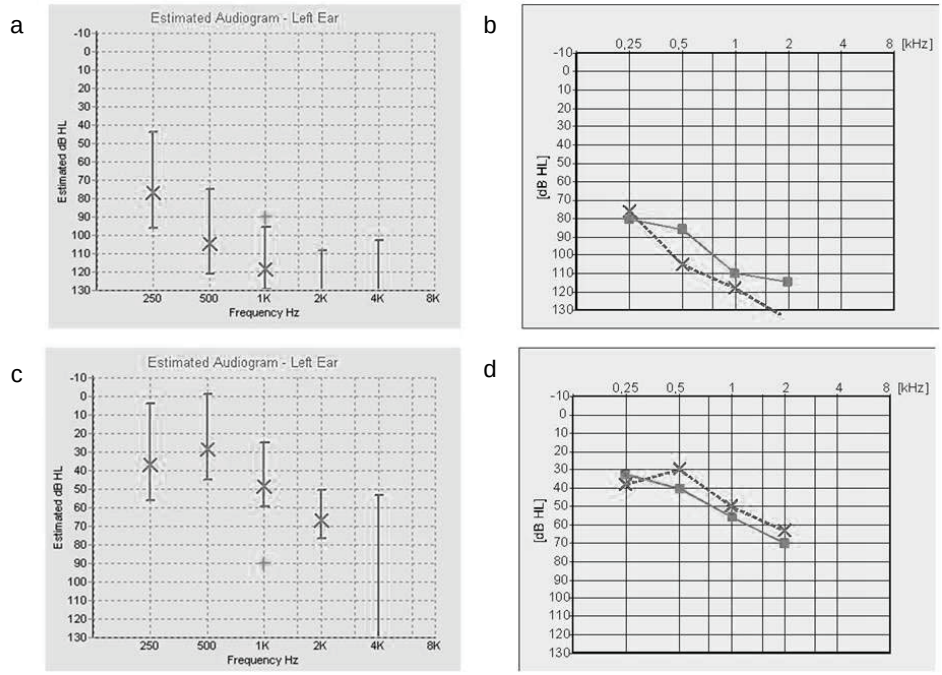
Metoda słuchowych potencjałów stanu ustalonego może być cennym narzędziem w praktyce audioprotetycznej, zwłaszcza w następujących przypadkach:

1) oceny progu słyszenia i rekonstrukcji audiogramu tonalnego metodą obiektywną u małych dzieci i osób, u których badanie metodą psychoakustyczną napotyka na trudności;

2) obiektywnej oceny zysku z aparatu słuchowego (efektywnego wzmocnienia).

Metoda ASSR ma tę przewagę nad innymi metodami elektrofizjologicznymi, że pozwala na pomiar w szerszym zakresie częstotliwości (praktycznie od 250 Hz do 8 kHz, teoretycznie nawet od 125 Hz), zapewnia lepszą specyficzność częstotliwościową i umożliwia ocenę progu słyszenia nawet przy głębokich ubytkach słuchu.

Możliwość obiektywnej oceny skuteczności aparatów słuchowych jest unikalną cechą metody ASSR (Piłka i in., 2006). Jak wspomniano, bodźce słuchowe stosowane w tej metodzie mają postać tonów modulowanych, toteż są bez zniekształceń transmitowane przez procesory aparatów słuchowych (a także implantów słuchowych). Możliwy jest więc pomiar potencjałów ASSR wywołanych bodźcami prezentowanymi w wolnym polu akustycznym u pacjenta zaopatrzonego w aparat słuchowy. Porównanie estymowanych audiogramów tego samego pacjenta bez aparatu słuchowego i po zastosowaniu aparatu daje informację o poprawie progu słyszenia dla poszczególnych częstotliwości, a więc o skutecznym wzmocnieniu aparatu słuchowego.



Ryc. 29. Zastosowanie słuchowych potencjałów stanu ustalonego do obiektywnej oceny zysku z aparatu słuchowego: a – wynik badania pacjenta przed aparatowaniem, b – porównanie audiogramu estymowanego (linia przerywana) i rzeczywistego audiogramu tonalnego (linia ciągła) przed aparatowaniem, c – wynik badania pacjenta z aparatem słuchowym w wolnym polu akustycznym, d – estymowany i rzeczywisty audiogram pacjenta aparatowanego. Pomiary wykonano w systemie GSI Audera (Piłka i in., 2006)

PODSUMOWANIE

Zastosowanie słuchowych potencjałów wywołanych w diagnostyce zaburzeń słuchu, zarówno u dzieci, jak i osób dorosłych, jest obecnie bardzo szerokie. W wielu sytuacjach metody te coraz częściej uzupełniają, a nawet zastępują dotychczas stosowane testy audiometryczne. Przykładem może być chociażby ocena obecności objawu wyrównania głośności za pomocą badania odruchu strzemiączkowego, a nie za pomocą próby SISI. Często badania obiektywne są metodami z wyboru, jak chociażby w ocenie słuchu noworodków czy niemowląt oraz we wczesnej diagnostyce zaburzeń słuchu typu pozaślimakowego. Wiele pomiarów za pomocą metod obiektywnych realizowanych jest obecnie w sposób automatyczny zarówno w fazach stymulacji i akwizycji, jaki i analizy, co wpływa na zwiększenie stopnia obiektywi-

zacji pomiarów oraz czułości i specyficzności. Te wszystkie cechy metod obiektywnych powodują, że dziedzina ta była i jest nadal atrakcyjna dla wielu specjalności medycznych. Znajduje również coraz szersze zastosowanie w praktyce protetyka słuchu.

Bibliografia

Burkard R.F., Eggermont J.J., Don M., 2007, *Auditory evoked potentials: basic principles and clinical application*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, Baltimore, New York.

Hall III J.W., 2007, *New handbook for auditory evoked responses*, Pearson, San Francisco, Boston.

Hall III J.W., De Wet Swanepoel W., 2010, *Objective assessment of hearing*, Plural Publishing, San Diego.

Kochanek K., 2000, *Ocena progu słyszenia za pomocą słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu w zakresie częstotliwości 500–4000 Hz*, Wydawnictwa Akademii Medycznej w Warszawie, Warszawa [pr. hab.].

Musiek F., Chermak G., 2006, *Handbook of (Central) Auditory Processing Disorder*, Vol. I, *Auditory Neuroscience and Diagnosis*, Plural Publishing, San Diego.

Picton T.W., 2011, *Human auditory evoked potentials*, Plural Publishing, San Diego.

Piłka A., Śliwa L., Charukiewicz A., Olszewski Ł., Kochanek K., 2006, *Rejestracja słuchowych potencjałów stanu ustalonego (ASSR) w polu swobodnym u pacjentów korzystających z aparatów słuchowych*, Audiofonologia, XXVIII, s. 21–27.

Rance G. (red.), 2008, *Auditory Steady-State Response. Generation, Recording, and Clinical Applications*, Plural Publishing, San Diego.

Stapells D.R., Oates P., 1997, *Estimation of the pure-tone audiogram by the auditory brainstem response, a review*, Audiology & Neuro-Otology, 2, 5, s. 257–280.

Śliwa L., Kochanek K., Piotrowska A., Piłka A., 2004, *Podstawy metod rejestracji i wykorzystania słuchowych potencjałów wywołanych stanu ustalonego*, Audiofonologia, XXVI, s. 21–28.

Śliwa L., Kochanek K., Piotrowska A., Piłka A., Skarżyński H., 2006, *Ocena różnic między progami audiometrycznymi i elektrofizjologicznymi odpowiedzi ASSR u pacjentów normalnie słyszących*, Audiofonologia, XXVIII, s. 15–20.

ANDRZEJ WICHER

OTOEMISJA AKUSTYCZNA

1. OPIS ZJAWISKA, RODZAJE OTOEMISJI AKUSTYCZNYCH (OAE)

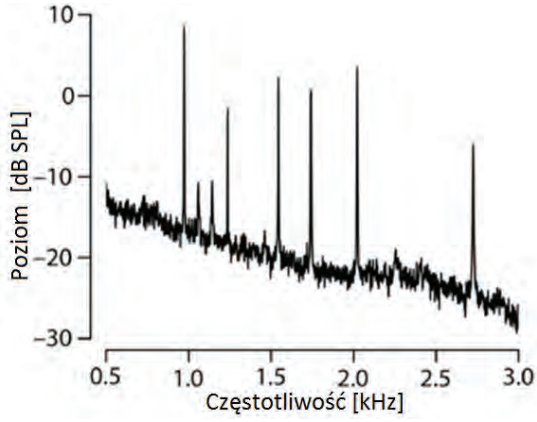
W zagadnieniach dotyczących budowy i funkcjonowania ucha wewnętrznego na szczególną uwagę zasługuje omówienie funkcji zewnętrznych komórek słuchowych (OHC). OHC na skutek depolaryzacji zmieniają swoją długość, co określane jest mianem zjawiska elektrokurczliwości (por. *Percepcyjna analiza dźwięku w układzie słuchowym*). Dochodzi do oddziaływania pomiędzy błoną podstawną, OHC i błoną pokrywkową. Skurcz OHC wpływa na mikromechanikę błony podstawnej. Występuje efekt sprzężenia zwrotnego pomiędzy drganiami błony podstawnej i kurczeniem OHC. Zjawisko to zapewnia odpowiednią czułość słuchu oraz selektywność częstotliwościową (patrz *Percepcyjna analiza dźwięku w układzie słuchowym*). Należy dodać, że oddziaływanie OHC na błonę podstawną istotnie wpływa na nieliniowe funkcjonowanie ślimaka ucha wewnętrznego. (Dowody na nieliniowe działanie ślimaka patrz *Percepcyjna analiza dźwięku w układzie słuchowym*). Można zatem stwierdzić, że prawidłowo funkcjonujące ucho wewnętrzne odznacza się nieliniową charakterystyką wejściowo/wyjściową.

Przypuszczenia na temat istnienia aktywnych procesów w ślimaku ucha wewnętrznego przestawił w swojej pracy Gold (1948). Zakładał, że rejestrowane zmiany potencjału czynnościowego mogą być zsynchronizowane z drganiami błony podstawnej i pośrednio poprzez inny mechanizm selektywnie wpływać na amplitudę jej drgań, tworząc układ sprzężenia zwrotnego, który mógłby być źródłem fali zwrotnej w ślimaku. Nieco później Tasaki i in. (1954) analizując potencjały mikrofoniczne ślimaka (zmiany napięcia w bezpośrednim otoczeniu ślimaka) u świnki morskiej, stwierdzili, że potencjały te, generowane przez komórki słuchowe, są zsynchronizowane z drganiami błony podstawnej.

Głównym autorem pierwszych prac, w których przedstawiono eksperymentalne dowody na istnienie aktywnych procesów ślimaka za pomocą obiektywnych metod badań słuchu, był Kemp (1978). Przeprowadził eksperyment z wykorzystaniem dwutonu i zarejestrował w kanale słuchowym zniekształcenia intermodulacyjne, które zostały nazwane otoemisją akustyczną produktów zniekształceń nieliniowych (*Distortion Product Otoacoustic Emission*, DPOAE). Kemp w pracy z roku 1978 przedstawił również wyniki dotyczące zarejestrowanej otoemisji typu TEOAE (*Transiently Evoked Otoacoustic Emission*). W celu wywołania TEOAE zastosowano krótkotrwały impuls akustyczny, tak zwany klik, którego widmo obejmowało szerokie pasmo częstotliwości (0,5–6 kHz). Po zaprezentowaniu impulsu akustycznego w kanale słuchowym zaobserwowano dodatkowy sygnał o znacznie mniejszej amplitudzie, rzędu kilku dB SPL. Obecnie zjawisko wymuszonej otoemisji akustycznej wykorzystane jest powszechnie jako obiektywne narzędzie do diagnozowania funkcjonowania ślimaka ucha wewnętrznego. W dalszej części opracowania omówione zostaną poszczególne rodzaje OAE.

OAE dzieli się na spontaniczną (*Spontaneous Otoacoustic Emission*, SOAE) oraz wymuszoną (*Evoked Otoacoustic Emission*, EOAE). SOAE polega na występowaniu w zewnętrznym kanale słuchowym sygnałów wąskopasmowych (najczęściej tonów) o niewielkim poziomie ciśnienia akustycznego (rzędu co najwyżej kilku dB SPL), bez udziału zewnętrznych, stymulujących sygnałów akustycznych. SOAE jest rejestrowana poprzez zastosowanie sondy pomiarowej z mikrofonem o dużej czułości, umieszczonej w kanale słuchowym.

Na rycinie 1 zamieszczono przykład SOAE.



Ryc. 1. Przykład widma sygnału SOAE (Elliott, Shera, 2012)

Struktura widmowa SOAE wskazuje wyraźnie na istnienie sygnałów tonalnych. Liczba tych składowych oraz ich amplitudy są indywidualną cechą układu słuchowego danej osoby.

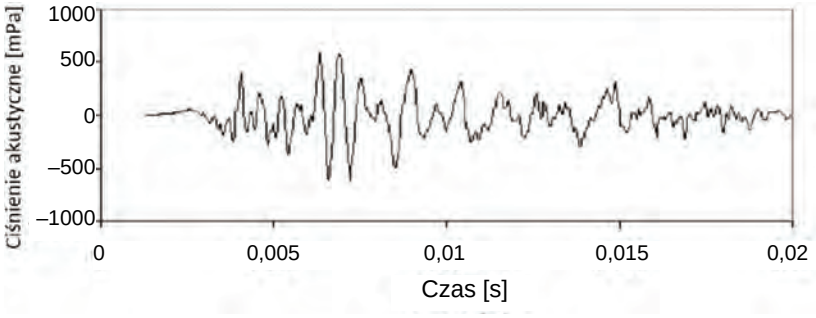
Otoemisja spontaniczna występuje u około 80% osób ze słuchem otologicznie prawidłowym, najczęściej w zakresie częstotliwości od 1 do 3 kHz. SOAE nie jest rejestrowana, jeśli próg słyszenia jest większy – od 30 dB HL. Średni poziom ciśnienia akustycznego SOAE w przypadku osób dorosłych wynosi 0 dB SPL, natomiast u noworodków jest większy – około 10 dB SPL (Robinette, Glattke, 2007). Częstotliwości sygnałów SOAE wykazują dużą powtarzalność. Pomiary SOAE powtarzane w odstępach dni/miesięcy wykazują niewielką zmienność częstotliwości, rzędu 1% (Robinette, Glattke, 2007). Jedną z istotnych cech łączących SOAE i percepcję dźwięków jest korelacja pomiędzy zmianami progu słyszenia w funkcji częstotliwości a SOAE. Pomiary otoemisji spontanicznej wykazały występowanie SOAE dla częstotliwości przypadających na częstotliwości lokalnych minimów audiogramu (Robinette, Glattke, 2007). Oznacza to, że prawdopodobieństwo pojawienia się SOAE jest większe dla częstotliwości, dla których progi słyszenia osiągają wartości minimalne. Ze względu na brak występowania SOAE u wszystkich osób ze słuchem prawidłowym ten rodzaj otoemisji nie ma zastosowania w powszechnej diagnostyce słuchu.

Z kolei wywołana otoemisja akustyczna jest obecnie jedną z cennych metod diagnozowania słuchu. Spośród rodzajów otoemisji wywołanej najczęściej w badaniach stosowana jest otoemisja akustyczna transjentowa (pobodźcowa) (*Transient Evoked Otoacoustic Emission*, TEOAE) oraz otoemisja akustyczna produktów zniekształceń nieliniowych (*Distortion Product Otoacoustic Emission*, DPOAE).

TEOAE wywołana jest akustycznym sygnałem impulsowym o czasie trwania mniejszym od 3 ms. W celu wywołania TEAOE najczęściej stosuje się: impuls o obwiedni prostokątnej, obwiedni Gaussa, pół lub jeden okres sinusoidy bądź tonburst (Robinette, Glattke, 2007; Jędrzejczak i in., 2009). Umieszczona w kanale słuchowym sonda pomiarowa z mikrofonem o dużej czułości rejestruje sygnał, który zostaje następnie filtrowany górnoprzepustowo filtrem o częstotliwości odcięcia od 300 do500 Hz i jest zapisany w pamięci urządzenia rejestrującego. Dla kolejnych rejestracji wykonywany jest proces uśredniania koherentnego (Lyons, 2004). Przykład zarejestrowanej TEOAE zamieszczono na rycinie 2.

Zmiany ciśnienia akustycznego pojawiają się w około 4 ms od czasu włączenia sygnału stymulującego i zanikają po około 20 ms. Zmiany te są charakterystyczne dla danego ucha i odznaczają się dużą powtarzalnością. Zarejestrowanie TEOAE było jednym z głównych dowodów świadczących

o zjawisku odbicia fali biegnącej w strukturach ślimaka. Więcej informacji na temat pomiarów i analiz TEOAE zamieszczono w podrozdziale 2.1.



Ryc. 2. Zmiany ciśnienia akustycznego w czasie dla zarejestrowanej otoemisji TEOAE

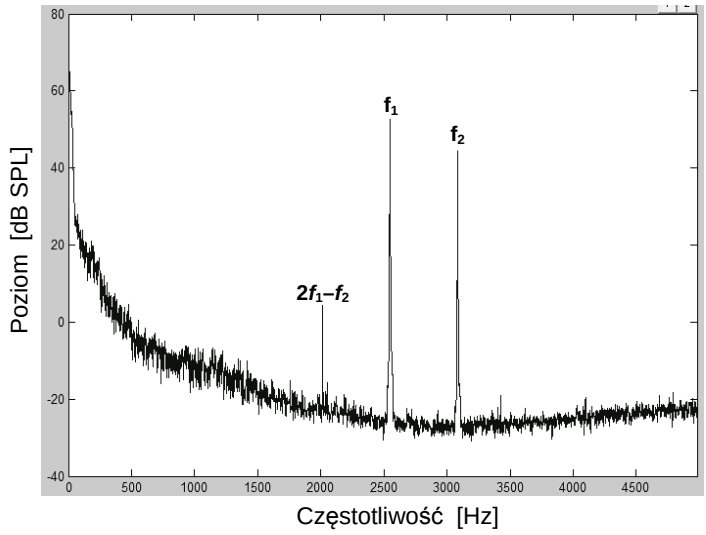
Ślimak ucha wewnętrznego stanowi element drogi słuchowej będący układem o nieliniowej charakterystyce przetwarzania. Oznacza to, że na wyjściu takiego układu występują dodatkowe składowe częstotliwościowe, które nie występowały w sygnale wejściowym. Fakt ten został wykorzystany do opracowania metody pomiarów polegającej na rejestrowaniu zniekształceń intermodulacyjnych z zastosowaniem sygnału wejściowego w postaci sumy dwóch sygnałów sinusoidalnych ($y_{\text{we.}}$).

$$y_{\text{we.}} = A_1 \sin(2\pi f_1 t) + A_2 \sin(2\pi f_2 t) \tag{1}$$

daje na wyjściu układu nieliniowego zniekształcenia intermodulacyjne

$$y_{\text{wy.}} = a_n \left(\frac{1}{2}\right)^n [A_1\left(e^{i2\pi f_1 t} + e^{-i2\pi f_1 t}\right) + A_2\left(e^{i2\pi f_2 t} + e^{-i2\pi f_2 t}\right)]^n \tag{2}$$

Składowe intermodulacyjne trzeciego rzędu (n = 3), rejestrowane w zewnętrznym przewodzie słuchowym, są otoemisjami akustycznymi produktów zniekształceń nieliniowych ślimaka. W badaniach DPOAE najczęściej analizowana jest składowa o częstotliwości $2f_1 - f_2$. Na rycinie 3 przedstawiono przykładowe widmo sygnału przy stymulacji dwutonem o częstotliwościach f_1 i f_2. Zaznaczono składowe dwutonu (f_1 i f_2) oraz składową nieliniową DPOAE o częstotliwości $2f_1 - f_2$. Składowa $f_3 = 2f_1 - f_2$, będąca produktem zniekształceń nieliniowych ślimaka, ma z reguły największą amplitudę spośród wszystkich składowych nieliniowych i jest wyznacznikiem występowania DPOAE.



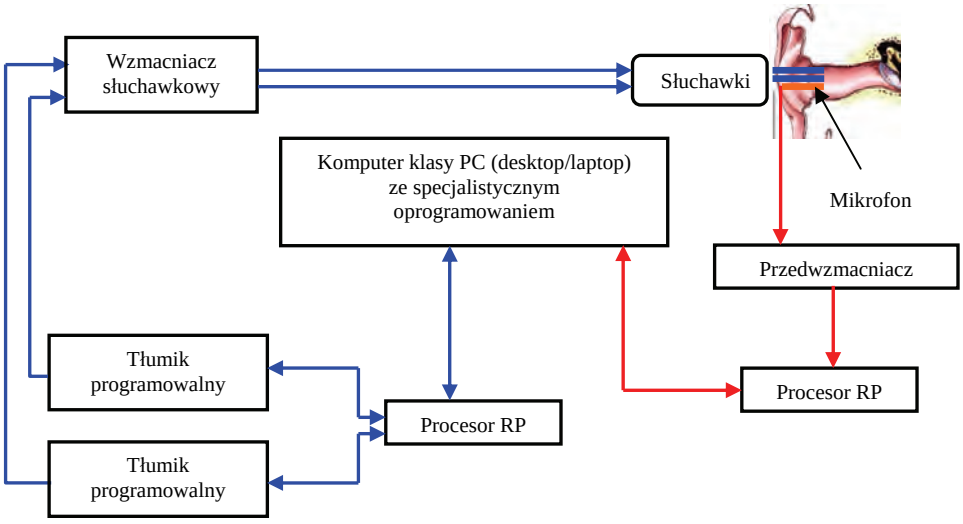
Ryc. 3. Widmo sygnału zarejestrowanego w zewnętrznym kanale słuchowym

2. METODYKA BADAŃ I APARATURA STOSOWANA W POMIARACH OAE

Ze względu na niewielki poziom ciśnienia akustycznego OAE w pomiarach należy stosować wysokiej klasy czułe mikrofony oraz specjalne techniki pomiarowe. Nie bez znaczenia pozostają także parametry słuchawek, które zarówno w stosowanym paśmie częstotliwości, jak i w zakresie wykorzystywanych poziomów nie powinny generować zniekształceń nieliniowych. W przypadku pomiarów DPOAE składowe dwutonu należy generować w niezależnych słuchawkach, a dźwięk każdego z tonów podlega sumowaniu w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Ogólny schemat aparatury do badań OAE zamieszczono na rycinie 4.

Przedstawiony na rycinie 4 schemat blokowy to najważniejsze elementy aparatury stosowanej do pomiaru otoemisji akustycznej. Procesem generacji i rejestracji sygnałów oraz całym protokołem badania steruje program zainstalowany na komputerze, który zarządza wymianą danych z procesorami sygnałowymi (*real-time procesor*, RP) oraz tłumikami programowalnymi. Jest to najczęściej stosowane rozwiązanie we współczesnej technice pomiarów OAE. Wzmacniacz słuchawkowy, przedwzmacniacz mikrofonowy i słuchawki to bierne elementy układu. Opcja dwukanałowej generacji sygnałów

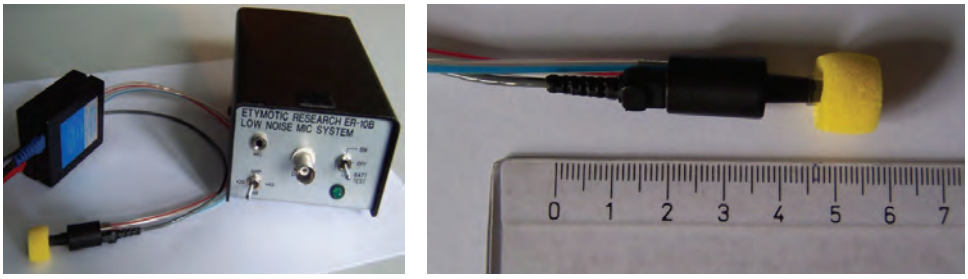
jest niezbędna w przypadku pomiarów DPOAE. Dla innych rodzajów otoemisji wystarczająca jest jednokanałowa generacja sygnałów. Na rycinie 5 przedstawiono sondę pomiarową połączoną dźwiękowodami ze słuchawkami (a) oraz, w powiększeniu, sondę pomiarową (b) zaopatrzoną w miękką wkładkę zapewniającą szczelne jej umieszczenie w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Trzeba pamiętać, że nie należy w żaden sposób zmieniać długości dźwiękowodów, gdyż wpływa to istotnie na charakterystykę przeniesienia słuchawek.



Ryc. 4. Ogólny schemat układu pomiarowego do badań OAE

Po ustaleniu wszystkich parametrów pomiaru (protokół badania) sygnał w postaci cyfrowej przesyłany jest do procesora sygnałowego, zamieniany na postać analogową, transmitowany do wzmacniacza słuchawkowego, następnie do słuchawki i w formie fali akustycznej dostarczany do przewodu słuchowego. Korzystnym rozwiązaniem jest umieszczanie słuchawek poza sondą pomiarową i dostarczanie dźwięku za pomocą dźwiękowodu łączącego słuchawkę z sondą pomiarową. Za pomocą mikrofonu dźwięk z kanału słuchowego jest rejestrowany, zamieniany na sygnał elektryczny, następnie przetwarzany na postać cyfrową w procesorze sygnałowym i zapamiętywany w pamięci operacyjnej/dyskowej komputera. Od tego momentu dokonywana jest dalsza obróbka cyfrowego sygnału.

a b



Ryc. 5. Sonda pomiarowa, przedwzmacniacz i słuchawki Etymotic Research (a) oraz sonda pomiarowa z zamocowaną elastyczną wkładką, w powiększeniu (b)

W celu wyodrębnienia z zarejestrowanego sygnału OAE dokonywany jest proces uśredniania koherentnego (Lyons, 2004), którego istotą jest czasowa synchronizacja przy próbkowaniu analizowanego sygnału, a także synchronizacja czasowa z sygnałem generowanym. Prowadzi to do uzyskania zbiorów próbek z zachowaniem takiej samej fazy początkowej sygnału. Wówczas uśrednianie daje rzeczywiste wartości chwilowe sygnału, natomiast szum w każdym zbiorze ma inne wartości i jego uśrednianie powoduje, że chwilowe wartości szumu dążą do zera. Zatem, uśrednianie koherentne zmniejsza istotnie wariację szumu, zachowując wartości chwilowe sygnału, co prowadzi do poprawy stosunku sygnału do szumu (SNR).

Wartość SNR_p przed uśrednianiem wynosi:

$$\mathrm{SNR}_p = \frac{A}{\sigma_p},$$

gdzie:

A – amplituda sygnału,

σ – odchylenie standardowe szumu.

Po procesie uśredniania koherentnego SNR_k wynosi:

$$\mathrm{SNR}_k = \frac{A}{\sigma_k}.$$

W związku z tym zysk wartości SNR_z jest równy:

$$\mathrm{SNR}_z = \frac{\mathrm{SNR}_k}{\mathrm{SNR}_p} = \frac{\sigma_p}{\sigma_k}.$$

Wiedząc, że:

$$\sigma_k = \frac{\sigma_p}{\sqrt{N}},$$

gdzie:

N – liczba uśrednień,

wówczas

$$\mathrm{SNR}_z = \sqrt{N}$$

lub, wyrażając w dB,

$$\mathrm{SNR}_z = 10\log_{10}(N).$$

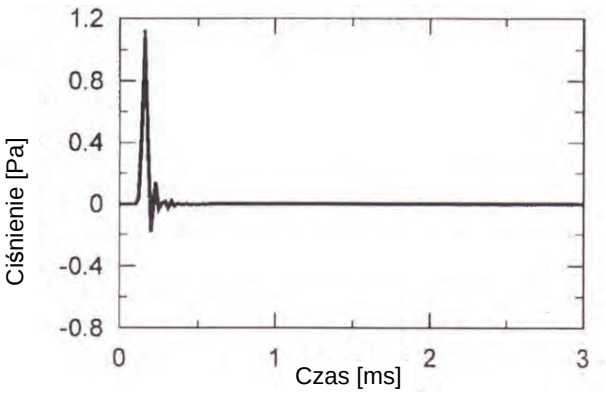
Wykonując na przykład 10 uśrednień koherentnych, zwiększamy SNR o 10 dB.

Istotnym zagadnieniem w procedurze pomiarowej jest kalibracja układu. Umożliwia ona generowanie sygnałów o żądanych parametrach fizycznych oraz prawidłową analizę zarejestrowanych sygnałów. Stosując dwutony jako sygnały stymulujące, należy mieć na uwadze możliwość występowania dużych zmian poziomów sygnałów wynikających ze zjawiska interferencji fal bezpośrednich i odbitych w kanale słuchowym. Interferencja może doprowadzić do wzmocnienia lub zmniejszenia poziomu ciśnienia akustycznego nawet o kilkanaście dB. W kalibracji najczęściej wykorzystywany jest mikrofon pomiarowy umieszczony w sondzie do badań, niekiedy stosowany jest dodatkowy mikrofon z miniaturowym dźwiękowodem umieszczanym w pobliżu błony bębenkowej.

Każdy z producentów aparatury do pomiarów OAE ma opracowaną procedurę kalibracji, zgodnie z którą należy postępować. Polega to najczęściej na wykorzystaniu sprzęgacza akustycznego, stanowiącego niezbędny element wyposażenia układu pomiarowego, który pozwala na sprawdzenie poprawności działania wszystkich przetworników w sondzie pomiarowej. Dopiero po przeprowadzeniu kalibracji możliwe jest poprawne wykonywanie dalszych badań. W układach pomiarowych często stosuje się układ sprzężenia zwrotnego, który pozwala na bieżąco kontrolować podstawowe parametry sygnałów stymulujących.

2.1. Pomiar i analiza TEOAE

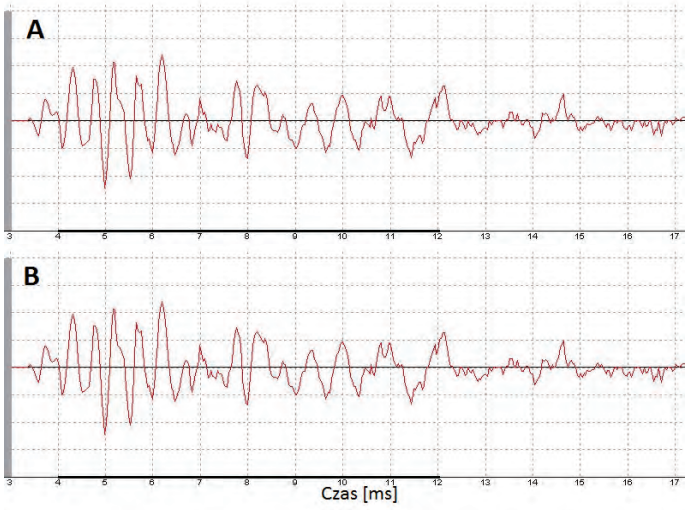
Jednym z najczęściej stosowanych sygnałów akustycznych w pomiarach TEOAE jest dźwięk typu „trzask", którego przykład przebiegu czasowego pokazano na rycinie 6.



Ryc. 6. Przebieg czasowy sygnału typu *click* stosowany w pomiarach TEOAE jako dźwięk stymulujący

Czas trwania pojedynczego sygnału podawanego na słuchawkę wynosi około 0,1 ms, natomiast charakterystyka przeniesienia przetwornika skutkuje tym, że w kanale słuchowym generowany sygnał akustyczny jest o czasie trwania około 0,3 ms. W badaniach stosowane są ciągi impulsów (trzasków) w celu wykorzystania techniki uśredniania koherentnego (por. rozdz. 2) i uzyskania sygnału OAE o odpowiednio dużym SNR. Najczęściej w ciągu 1 s generowanych jest 30–60 trzasków. Zarejestrowane w kanale słuchowym sygnały poddawane są procedurze uśredniania koherentnego w dwóch niezależnych buforach pamięci. Przykłady uśrednionych sygnałów w dwóch buforach zamieszczono na rycinie 7. Podziałka na osi poziomej wynosi 1 ms. Łatwo zauważyć, że zapisy sygnałów w obu buforach, to znaczy zapis górny i dolny, są bardzo do siebie zbliżone, wręcz identyczne.

Dla ilościowej oceny stopnia podobieństwa sygnałów OAE rejestrowanych w dwóch buforach pamięci wyznacza się współczynnik korelacji wzajemnej (r). Teoretycznie, gdy wartość współczynnika wynosiłaby 1, wówczas sygnały byłyby identyczne. W praktyce, gdy OAE jest wyraźnie rejestrowana, współczynnik korelacji osiąga maksymalne wartości około 0,98. Te minimalne różnice pomiędzy rejestrowanymi sygnałami wynikają z błędu pomiarowego. Zatem, ilościową miarą określającą występowanie TEOAE jest wartość współczynnika korelacji (w zakresie od 0 do 1 lub wyrażony procentowo 0–100%). Często współczynnik ten określany jest jako współczynnik powtarzalności „odtwarzalności" (*reproducibility*). W analizie sygnału OAE należy uwzględnić zakres częstotliwości, co realizowane jest poprzez wyznaczanie współczynników korelacji w pasmach częstotliwości (tab.).



Ryc. 7. Przebiegi czasowe uśrednione w dwóch niezależnych kanałach, zarejestrowane w kanale słuchowym

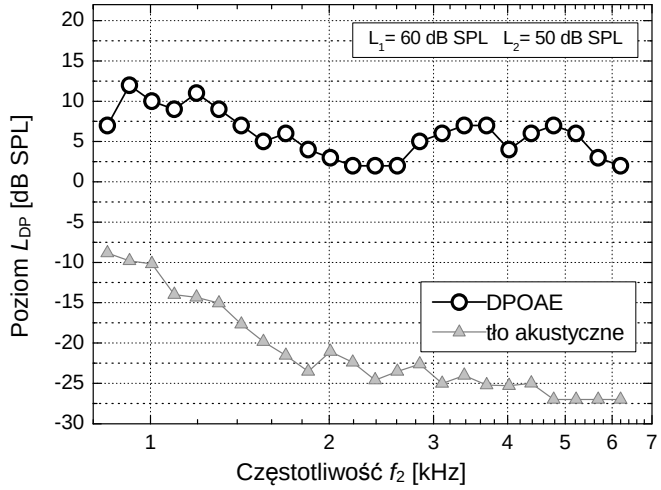
Tabela. Wynik analizy sygnału TEOAE w poszczególnych pasmach częstotliwości (0,5–1,5, 1,5–2,5; 2,5–3,5) oraz średnia dla całego pasma 0,5–5 kHz

Pasmo [kHz]	SNR	Współczynnik korelacji *r*
0,5–1,5	12	0,99
1,5–2,5	7	0,94
2,5–3,5	9	0,97
0,5–5	7	0,93

Oprócz współczynnika korelacji wyznaczana jest także wartość SNR. Wzrost SNR najczęściej oznacza wzrost współczynnika korelacji. Przykład z tabeli wskazuje, że największa wartość *r* i SNR występuje w paśmie 0,5–1,5 kHz, co potwierdzają inni autorzy prac na temat OAE (Robinette, Glattke, 2007). W praktyce podczas oceny występowania TEOAE pod uwagę brane są zarówno wartości SNR, jak i współczynnika korelacji. Najczęściej stosowanym kryterium rejestrowania TEOAE jest średni SNR > 3 dB oraz $r > 0,6$ lub powtarzalność większa od 60%. Gdy $r > 0,9$, wówczas średni poziom ciśnienia akustycznego TEAOE osiąga wartości nawet 10–13 dB SPL (Robinette, Glattke, 2007). Z dużą rezerwą należy podchodzić do wyników TEOAE, dla których $r = 0,6–0,7$, gdyż najczęściej świadczy to o obniżeniu poziomu otoemisji i może być związane z uszkodzeniami w obrębie ucha wewnętrznego. Dlatego w takich przypadkach bardzo cenną informacją są wyniki badań DPOAE (podrozdz. 2.2)

2.2. Pomiar i analiza DPOAE

W pomiarach otoemisji akustycznej produktów zniekształceń nieliniowych (DPOAE) jako sygnał stymulujący stosuje się dwuton o ustalonych częstotliwościach f_1 i f_2 oraz poziomach L_1 i L_2. Przykładowe widmo sygnału zarejestrowanego w kanale słuchowym przedstawiono na rycinie 3. Na widmie występują składowe dwutonu oraz dodatkowa intermodulacyjna składowa $f_{DP} = 2f_1 - f_2$ będąca produktem zniekształceń nieliniowych ślimaka. Składowa f_{DP} ma największą amplitudę spośród wszystkich składowych intermodulacyjnych i jest wyznacznikiem występowania DPOAE. Podstawowym wynikiem badania DPOAE jest DPgram, czyli zależność poziomu ciśnienia akustycznego L_{DP}, składowej f_{DP} od częstotliwości składowej dwutonu f_2. Niekiedy zamiast skali f_2 stosuje się średnią geometryczną częstotliwości f_1 i f_2. Na rycinie 8 przedstawiono przykład DPgramu dla osoby ze słuchem prawidłowym.



Ryc. 8. Przykład DPgramu dla osoby ze słuchem prawidłowym

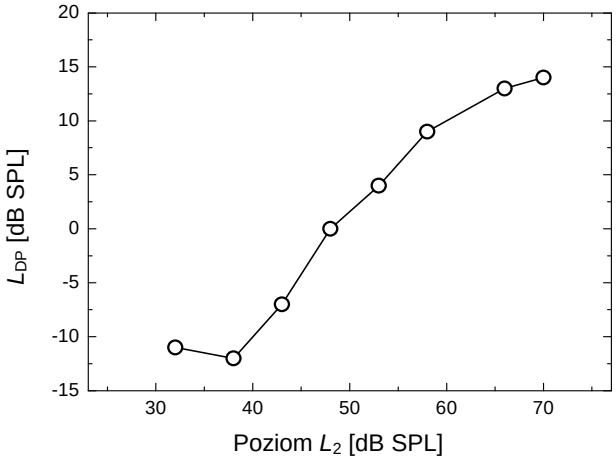
Puste kółka oznaczają wartości poziomu ciśnienia akustycznego składowej o częstotliwości $2f_1 - f_2$, a szare trójkąty poziom tła akustycznego.

DPOAE dla osób ze słuchem prawidłowym (kiedy próg słyszenia nie przekracza 20 dB HL) jest istotnie zróżnicowany międzyosobniczo i maksymalnie nie przekracza kilkunastu dB SPL, przy średniej rzędu kilku dB SPL. Wartość odchylenia standardowego L_{DP} wynosi około 7 dB (Robinette, Glattke, 2007). Na DPgramie zamieszczono także zależność poziomu ciśnie-

nia tła akustycznego od f_2. Wyznaczenie poziomu tła akustycznego jest niezbędne w celu określenia (SNR) (por. rozdz. 2). SNR stanowi kryterium występowania DPOAE. Najczęściej przyjmuje się, że składowa f_{DP} jest rejestrowana, gdy dla określonej częstotliwości SNR > 6 dB (Robinette, Glattke, 2007). Poziom DPOAE u konkretnej osoby jest uzależniony także od poziomu składowych dwutonu (L_1, L_2) oraz stosunku częstotliwości f_2/f_1. Optymalne wartość ilorazu f_2/f_1, dla których rejestrowane są największe poziomy DPOAE, zawierają się w przedziale od 1,1 do 1,35 (Robinette, Glattke, 2007). Ponadto, największe wartości DPOAE występują wówczas, gdy składowe f_1 i f_2 mieszczą się w zakresie częstotliwości od 1 do 4 kHz (Robinette, Glattke, 2007).

Przy ustalaniu optymalnych parametrów dwutonu do pomiarów DPOAE uwzględniana jest także różnica pomiędzy poziomami składowych L_1 i L_2. Zagadnienie to jednak nie jest podstawowe dla określania parametrów badania. Niektórzy badacze stosują regułę, zgodnie z którą $L_1 = L_2 + 10$ dB, natomiast inni określają różnicę pomiędzy poziomami według zależności $L_1 = 0{,}4L_2 + 39$ dB (Kummer i in., 2000). W praktyce obie metody wyznaczania różnic poziomów składowych dwutonu są powszechnie stosowane i według wiedzy autora nie wprowadzają istotnych różnic w wynikach badań.

Ustalanie parametrów sygnałów stymulujących oraz metody zakresu analizy danych składa się na tak zwany protokół badania. Z tego względu w praktyce wyróżniamy trzy główne protokoły badań – skryninigowy, diagnostyczny i kliniczny. Najistotniejszą różnicą pomiędzy protokołami badań DPOAE jest liczba punktów pomiarowych przypadająca na dany zakres częstotliwości, najczęściej na oktawę.



Ryc. 9. Przykład funkcji I/O (Robinette, Glattke, 2007)

Oprócz wyznaczenia DPgramu w ramach badań DPOAE istnieje możliwość wyznaczenia funkcji wejścia/wyjścia określającej zależność pomiędzy poziomem DPOAE a poziomem składowej L_2. Przykład funkcji I/O zamieszczono na rycinie 9.

Dla rozpatrywanego przykładu zmiany L_2 od 35 do 70 dB SPL wiązały się ze zmianami poziomu składowej nieliniowej od –10 do 15 dB SPL. Częstotliwości składowych dwutonu wynosiły f_1 = 1233 Hz, f_2 = 1501 Hz. Przeprowadzenie kompleksowego pomiaru I/O wiąże się z wykonaniem badań w szerokim zakresie częstotliwości f_2, najczęściej od 1 do 8 kHz. Jednym z parametrów charakteryzujących funkcję I/O jest jej nachylenie. Dorn i in. (2001) wykazali, że nachylenie funkcji I/O rośnie wraz ze wzrostem odbiorczego uszkodzenia słuchu, to znaczy im większy średni ubytek słuchu, tym większa wartość nachylenia funkcji. Umożliwia to określenie ilościowych zależności pomiędzy wartościami progu słyszenia a parametrami opisującymi funkcje I/O dla pomiarów DPOAE.

Istnieją także próby estymowania progu słyszenia z funkcji I/O. Zagadnienie to przedstawiono szerzej w rozdziale 4.

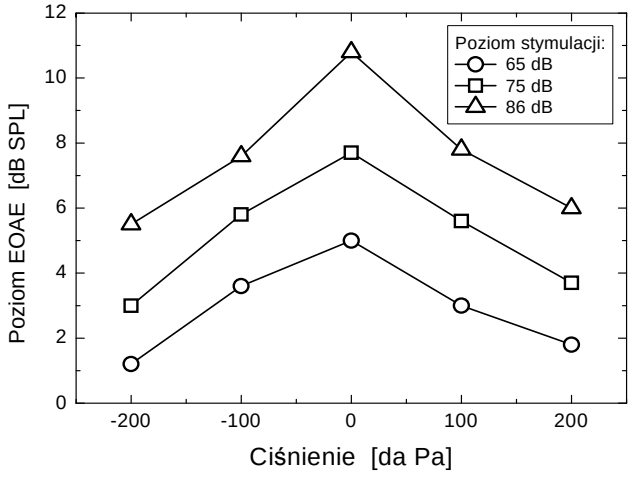
3. WYNIKI BADAŃ OAE W DIAGNOSTYCE SŁUCHU

Wyniki badań OAE to cenne źródło informacji o funkcjonowaniu ślimaka ucha wewnętrznego. Przedstawione w podrozdziałach 2.1 i 2.2 przykłady rezultatów badań dotyczyły jedynie przypadków słuchu prawidłowego. W sytuacjach uszkodzeń słuchu interpretacja wyników OAE musi być powiązana z innymi metodami badań słuchu (obiektywnymi lub subiektywnymi), gdyż wiele dysfunkcji układu słuchowego może wpływać na wynik pomiaru OAE, między innymi uszkodzenia w obrębie części przewodzeniowej układu słuchowego.

Dzięki badaniom tympanometrycznym istnieje możliwość oceny zmian podatności ucha środkowego na zjawisko transmisji energii mechanicznej do ucha wewnętrznego (por. *Metody obiektywne badania słuchu*). Naeve i in. (1992) badali wpływ zmiany ciśnienia w kanale słuchowym na poziom CEOAE. Wyniki badań z tej pracy zamieszczono na rycinie 10.

Naeve i in. (1992) wykazali, że gdy ciśnienie w kanale słuchowym jest znacznie mniejsze (–200 da Pa) lub znacznie większe (200 da Pa) niż ciśnienie atmosferyczne, wówczas poziom EOAE ulega zmniejszeniu o kilka dB. W sytuacji wytworzenia podciśnienia lub nadciśnienia w kanale słuchowym dochodzi do zmniejszenia podatności ucha środkowego, co skutkuje zmniejszeniem transmisji energii mechanicznej do ucha wewnętrznego. Z badań

Naeve i in. (1992) wynika, że wpływ ten jest także istotny przy transmisji energii w odwrotnym kierunku, to jest od ucha wewnętrznego, czyli jak ma to miejsce dla sygnału OAE. Oznacza to, że wszelkiego rodzaju uszkodzenia w obrębie ucha środkowego, skutkujące zmniejszeniem podatności, mogą istotnie wpłynąć na zmniejszenie poziomu OAE.

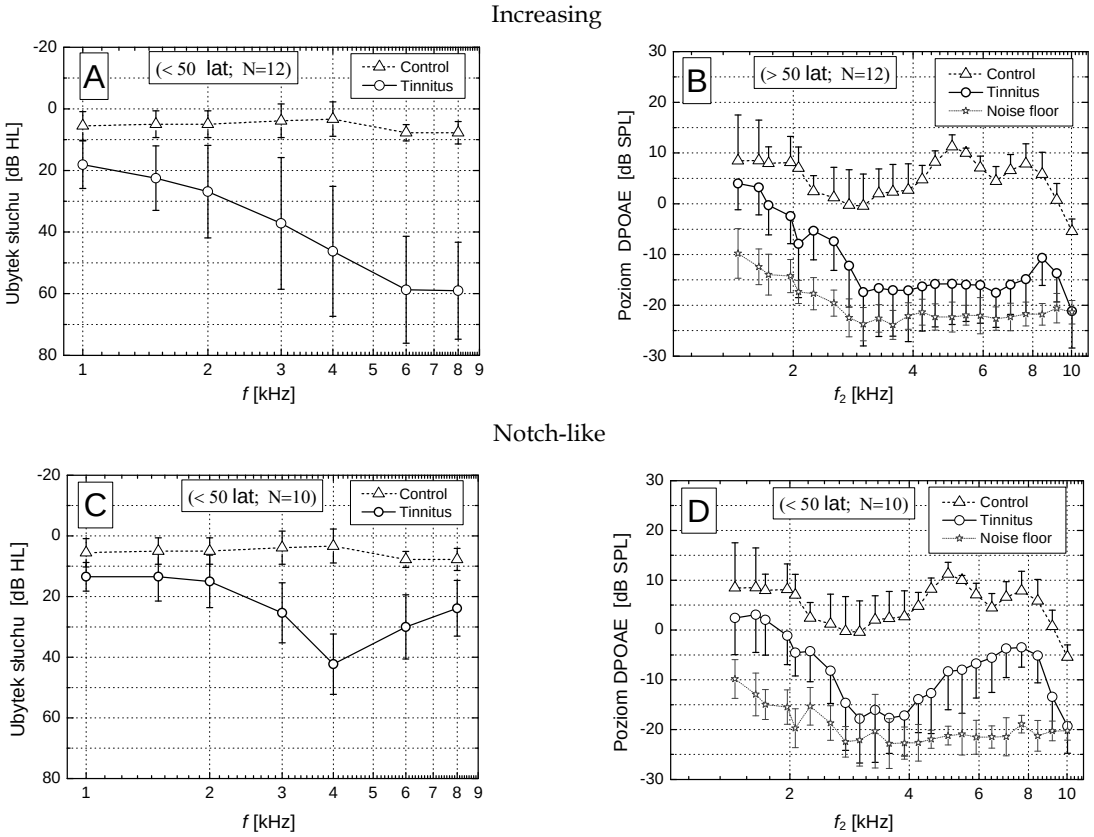


Ryc. 10. Poziom CEOAE w zależności od względnych zmian ciśnienia atmosferycznego w zewnętrznym kanale słuchowym (Naeve i in., 1992)

0 da Pa oznacza ciśnienie atmosferyczne; zastosowano trzy poziomy stymulacji: 65, 75 i 86 dB SPL.

Pomiar i analiza OAE jest niezmiernie istotnym narzędziem w diagnozowaniu odbiorczych, ślimakowych uszkodzeń słuchu. W tych przypadkach najczęściej uszkodzeniom ulegają OHC, choć często dotyczą one także uszkodzeń IHC. Dysfunkcje OHC przekładają się na obniżenie poziomu OAE (Ozimek i in., 2006).

Ozimek i in. (2006) wykazali zależność pomiędzy poziomem DPOAE a ubytkiem słuchu, szumami usznymi oraz wiekiem pacjentów. Wśród osób z ubytkami słuchu i szumami usznymi wyodrębniono dwie grupy wiekowe (poniżej i powyżej 50. roku życia). W każdej z tych grup wiekowych wyróżniono dwa rodzaje audiogramów (ze względu na kształt funkcji audiogramu), to znaczy *increasing*, czyli rosnący wraz z częstotliwością ubytek słuchu oraz *notch-like*, co oznaczało przypadki audiogramów z maksymalnym ubytkiem słuchu przypadającym dla częstotliwości 4 kHz. Na rycinie 11 zamieszczono wyniki badań z tej pracy.



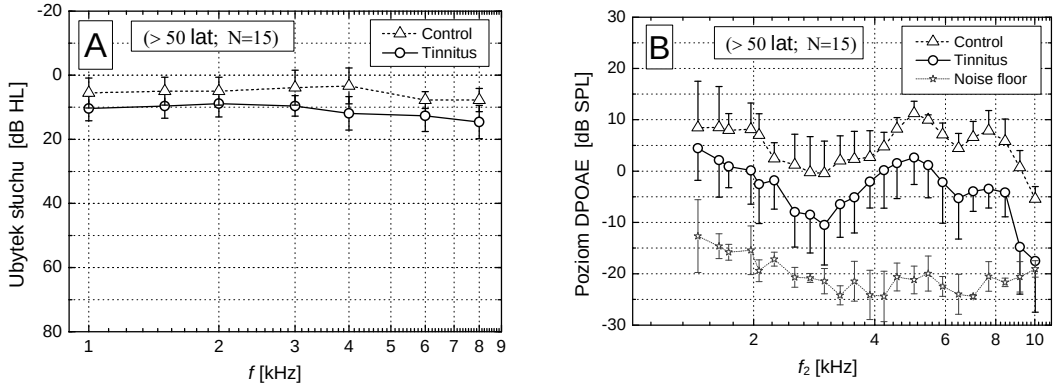
Ryc. 11. Średnie audiogramy (a, c) i DPgramy (b, d) dla osób z szumami usznymi w grupie wiekowej poniżej 50. roku życia (Ozimek i in., 2006)

Panele a i b przedstawiają wyniki dla audiogramu typu *increasing*, natomiast c oraz d dla typu *notch-like*; trójkąty oznaczają wyniki dla grupy kontrolnej osób bez szumów usznych i ubytków słuchu.

Z ryciny 11a i b wynika, że gdy próg słyszenia osiąga wartość 40 dB HL, poziom DPOAE maleje do wartości porównywalnych z poziomem tła akustycznego. Oznacza to, że dla ubytków słuchu większych lub równych 40 dB HL DPOAE nie jest rejestrowana. Z kolei DPgram na rycinie 11d wskazuje na dobre odwzorowanie audiogramu, to znaczy w zakresie częstotliwości około 4 kHz, gdzie średni próg słyszenia wynosi 40 dB HL, DPOAE nie jest rejestrowana.

W pracy Ozimka i in. (2006) na uwagę zasługuje poruszenie problemu wpływu szumów usznych na poziom DPOAE. W celu zbadania tego rodzaju zależności należało przeanalizować grupę osób, u których występowały szumy uszne, natomiast progi słyszenia były w normie, czyli nie przekracza-

ły 20 dB HL w paśmie częstotliwości 0,125–8 kHz. Jeśli występowanie szumów usznych miałoby związek z funkcjonowaniem ślimaka ucha wewnętrznego, wówczas poziom DPOAE u osób z szumami usznymi powinien różnić się od wartości uzyskanych dla osób ze słuchem prawidłowym, bez szumów usznych. Badania wykonano także w dwóch grupach wiekowych – do 50 lat i powyżej 50. roku życia. Rezultaty badań w młodszej grupie wiekowej wskazały na istotne statystycznie obniżenie poziomu DPOAE u osób z szumami usznymi w porównaniu z grupą kontrolną. Oznacza to, że szumy uszne wpłynęły na funkcjonowanie ślimaka ucha wewnętrznego, zmniejszając jego nieliniowe właściwości. Szczególnie cenne okazały się wyniki badań przeprowadzonych w starszej grupie wiekowej, gdyż wykazały zachodzące procesy starzenia w uchu wewnętrznym, skutkujące dodatkowym zmniejszeniem poziomu DPOAE (ryc. 12).



Ryc. 12. Średni audiogram (a) oraz DPgram (b) dla osób z szumami usznymi bez ubytków słuchu (Ozimek i in., 2006)

Wyniki dla grupy wiekowej osób powyżej 50. roku życia; trójkątami zaznaczono dane dla grupy kontrolnej.

Zmniejszenie poziomu DPOAE jest największe w pasmach częstotliwości 2–4 kHz oraz 6–8 kHz i sięgające nawet 10 dB. Zatem pomiar DPOAE uwidacznia procesy starzenia układu słuchowego, pomimo że audiogram nie wykazuje istotnego podwyższenia progu słyszenia w stosunku do grupy kontrolnej.

Jak do tej pory najszersze wykorzystanie pomiarów OAE w diagnostyce słuchu ma miejsce w ramach Programu Powszechnych Przesiewowych Badań Słuchu u Noworodków (WOŚP, 2013). Zagadnienie to omówiono szerzej w podrozdziale 3.1.

3.1. Pomiary OAE jako zasadnicza część programu badań przesiewowych słuchu

Wykorzystanie na szeroką skalę badań OAE w diagnostyce słuchu znalazło odzwierciedlenie w Programie Powszechnych Przesiewowych Badań Słuchu u Noworodków, który powstał z inicjatywy Wielkiej Orkiestry Świątecznej Pomocy. Program został wdrożony w 2002 r. i pod koniec 2013 r. przebadano ponad 4 mln dzieci (WOŚP, 2013). Obecnym koordynatorem medycznym programu jest prof. dr hab. Witold Szyfter (2013).

Głównym zadaniem programu jest ocena stanu słuchu noworodków w drugiej lub trzeciej dobie życia i w przypadku stwierdzenia niedosłuchu jak najszybsze (przed upływem szóstego miesiąca życia) wdrożenie leczenia i rehabilitacji. Wówczas diagnostyka słuchu przeprowadzana jest na trzech poziomach referencyjnych. Na I poziomie referencyjnym wykonywane jest przesiewowe badanie TEOAE. W przypadku braku zarejestrowania otoemisji pomiar TEOAE powinien zostać powtórzony po upływie kolejnych dwóch dni, gdyż często brak TEOAE może być związany z resztkami płynu owodniowego w przewodzie słuchowym lub sklejeniem przewodu słuchowego, względnie z innymi czynnikami, na przykład niepokojem noworodka.

Gdy ponownie TEOAE nie zostanie zarejestrowana, dziecko kierowane jest na kolejne badania w ramach II poziomu referencji. Na badania w ramach II poziomu trafiają także dzieci, u których wystąpiły choroby i powikłania po urodzeniu oraz dzieci, których rodzice zaobserwowali niepokojące zachowania wskazujące na możliwość występowania niedosłuchu. Obejmują one ponowny wywiad, badanie laryngologiczne i pomiary DPOAE. Prawidłowy wynik badania DPOAE kończy procedurę diagnostyczną, wynik nieprawidłowy wiąże się z wykonaniem kolejnych badań, to znaczy pomiarów potencjałów wywołanych pnia mózgu (ABR) oraz tympanometrii (por. *Metody obiektywne badania słuchu*). Potwierdzenie niedosłuchu u danego dziecka łączy się z przekazaniem pacjenta na III poziom referencji, gdzie wykonywane są ponownie badania z zakresu OAE, ABR i tympanometrii, a także konsultacje psychologiczne i logopedyczne. Dopasowywany jest aparat słuchowy i wdrożony zostaje proces rehabilitacji. W przypadku wskazań do zastosowania implantu ślimakowego, między innymi brak postępów w rehabilitacji słuchowej przy zastosowaniu aparatu słuchowego, przeprowadza się procedurę kwalifikacyjną do wszczepu ślimakowego.

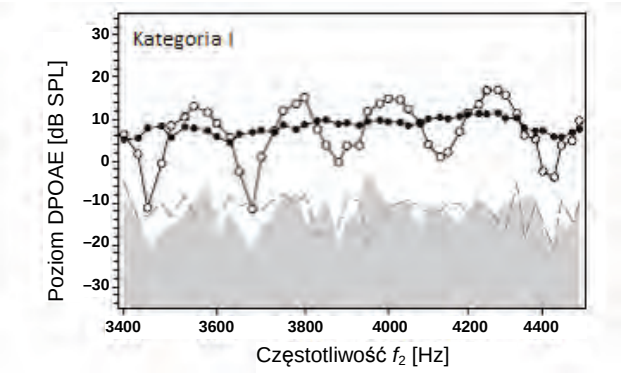
Odpowiednio wcześnie wykryty niedosłuch u dziecka zapewnia szybkie wdrożenie leczenia i rehabilitacji, dając szansę na prawidłowe funkcjonowanie dziecka na kolejnych etapach rozwoju.

4. DALSZE KIERUNKI ROZWOJU BADAŃ OAE

Wykorzystanie zjawiska otoemisji akustycznej w diagnostyce słuchu jest wciąż zagadnieniem otwartym i podejmowane są kolejne badania mające na celu ulepszanie procedur pomiaru i analizy OAE oraz łączenie tych rezultatów z innymi procedurami pomiarowymi z zakresu obiektywnych metod badań słuchu.

Standardowo w pomiarach DPOAE częstotliwości dwutonów zmieniają się co $^1/_3$, $^1/_6$ oktawy, jednak istnieją metody wielopunktowego wyznaczania DPgramu, to znaczy zmiana częstotliwości sygnału wejściowego jest mniejsza niż 100 Hz. Wówczas uzyskuje się *fine structure*, czyli strukturę subtelną funkcji DPOAE. Struktura subtelna DPOAE charakteryzuje się periodycznym przebiegiem funkcji DPgramu. Okresowe zmiany poziomu składowej f_{DP} są rzędu 15 dB, co 0,4 barka. Dość powszechnie twierdzi się, że struktura subtelna DP jest rezultatem interferencji fal związanych ze źródłami odbiciowymi i zniekształceń nieliniowych (Robinette, Glattke, 2007).

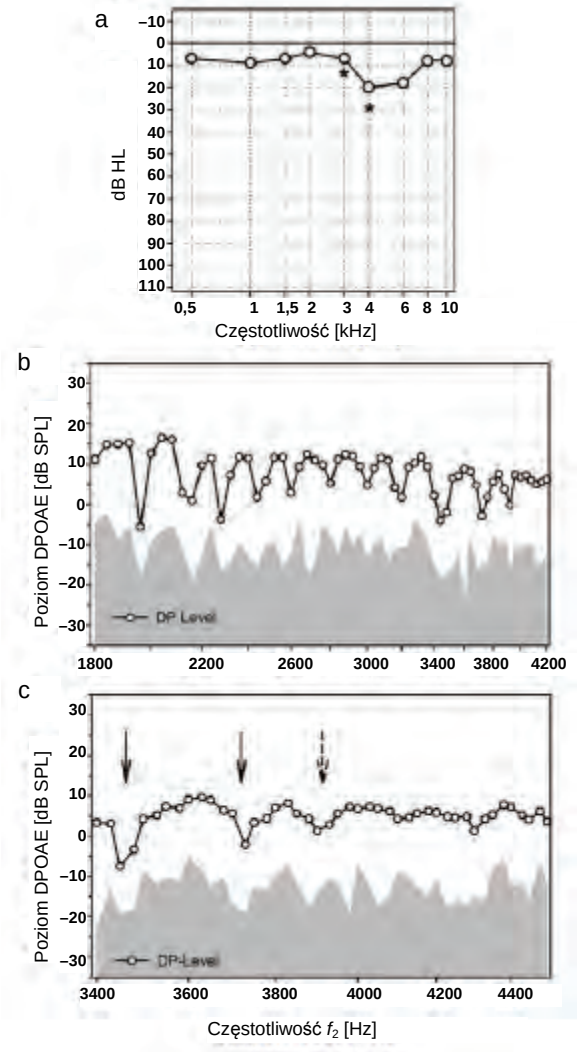
Wagner i in. (2008) badali wpływ wieku oraz progu słyszenia na struktury subtelne DPgramów. Dokonali podziału DPgramów na cztery kategorie ze względu na kształt funkcji DPgramów. Na rycinie 13 przedstawiono przykład DPgramu kategorii I charakteryzujący się okresowym przebiegiem funkcji (niewypełnione kółka).



Ryc. 13. DPgram typu *fine structure* (Wagner i in., 2008)

Wypełnione kółka oznaczają wartości poziomu składowej nieliniowej, gdy w sygnale stymulującym (dwutonie) dodano trzecią składową (supresor) o częstotliwości $(2f_1 - f_2) + 25$ Hz. Dodanie tej składowej spowodowało wygładzenie funkcji DPgramu. DPgram kategorii II charakteryzował się pojedynczym minimum, kategorii III stałą funkcją DPgramu, a DPgram ka-

tegorii IV świadczył o braku otoemisji. Wagner i in. (2008) wykazali, że prawdopodobieństwo zarejestrowania struktury subtelnej DPgramu (typ I oraz II) jest największe (ok. 70%), gdy próg słyszenia w paśmie częstotliwości 2–4 kHz nie przekracza 10 dB HL. Gdy próg słyszenia jest większy niż 35 dB HL, prawdopodobieństwo zarejestrowania struktury subtelnej dąży do zera. Przykład zależności pomiędzy progiem słyszenia a strukturą subtelną pokazano na rycinie 14.

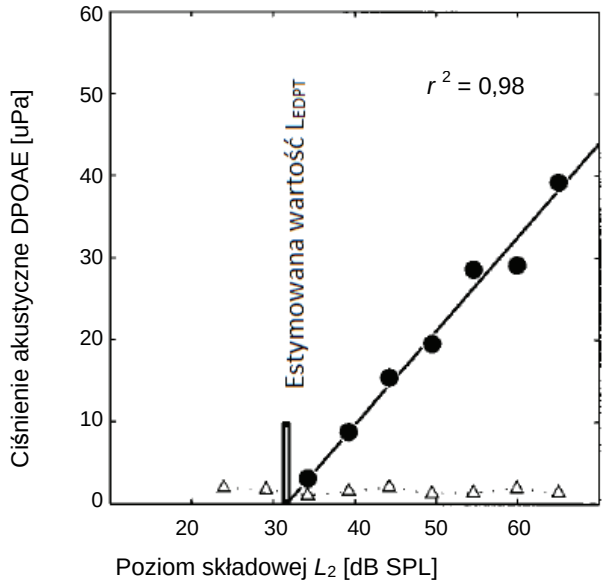


Ryc. 14. Audiogram (a) i DPgramy typu *fine structure* (b, c) (Wagner i in., 2008)

Szare pola oznaczają zakres poziomu tła akustycznego.

Audiogram na rycinie 14a wskazuje na podwyższenie progu słyszenia w paśmie 3–6 kHz, co skutkuje zanikiem lokalnych maksimów i minimów DPgramu dla f_2 > 4 kHz. Autorzy tej pracy wskazują na potencjalne możliwości wykorzystania tej techniki we wczesnych postaciach ślimakowych uszkodzeń słuchu.

Pomiary i analizy OAE stanowią bardzo efektywne narzędzia do oceny funkcjonowania ślimaka ucha wewnętrznego i są powszechnie wykorzystywane w diagnostyce słuchu. W dostępnej literaturze pojawia się dyskusja na temat możliwości wyznaczania progu słyszenia na podstawie wyników badań OAE. Boege i in. (2002) przeprowadzili badania, w których dokonali estymacji progu słyszenia z pomiarów DPOAE i porównania tych danych z wynikami audiometrii tonalnej. W badaniach udział wzięło 149 osób ze słuchem prawidłowym oraz z odbiorczym, ślimakowym uszkodzeniem słuchu. Wyznaczono funkcje I/O. Poziom L_2 zmieniał się od 20 do 65 dB SPL, a $L_1 = 0{,}4L_2 + 39$ dB. Analizy wyników badań polegały na zastosowaniu funkcji regresji liniowej dla wartości ciśnienia akustycznego składowej nieliniowej o częstotliwości $2f_1 - f_2$ od poziomu składowej L_2 (ryc. 15).

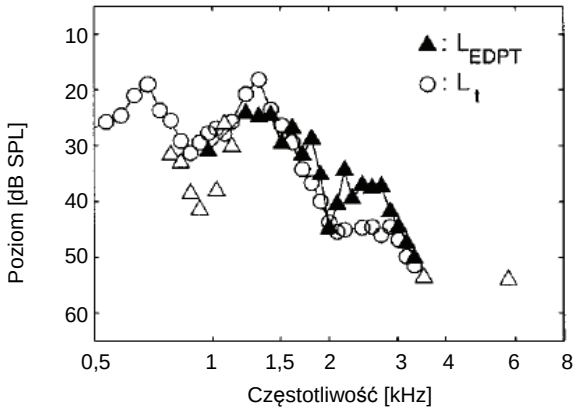


Ryc. 15. Zależność ciśnienia akustycznego składowej DPOAE od poziomu ciśnienia akustycznego składowej L_2 (funkcja I/O) (Boege, Janssen, 2002)

Czarne kółka oznaczają zmierzone wartości ciśnienia akustycznego, niewypełnione trójkąty ciśnienie akustyczne tła; linia ciągła oznacza dopasowaną funkcję regresji liniowej.

Argument funkcji, dla którego wartość funkcji liniowej przyjmowała wartość równą zeru, stanowił estymowaną wartość progu słyszenia. Przyjęcie takiej reguły estymacji progu słyszenia wynikało z wcześniejszych badań Ruggero i in. (1997), którzy u szynszyli wyznaczali charakterystyki wejściowo/wyjściowe prędkości drgań błony podstawnej od poziomu sygnału wejściowego. Stwierdzili istnienie liniowej zależności pomiędzy analizowanymi wielkościami prędkości drgań błony podstawnej i poziomu sygnału.

Boege i in. (2002) ograniczyli dalsze analizy danych do tych wyników, które spełniały określone kryteria, to znaczy współczynnik korelacji regresji liniowej musiał być większy od 0,8, współczynnik nachylenia prostej regresji był większy od 0,1, a wartości estymowanego progu słyszenia zawierały się w granicach błędu standardowego mniejszego od 10 dB SPL. Na rycinie 16 przedstawiono porównanie progów słyszenia z audiometrii tonalnej (niewypełnione kółka) z progami wyznaczonymi z pomiarów DPOAE (wypełnione trójkąty) dla jednej z badanych osób. Niewypełnione trójkąty dotyczą przypadków, które nie spełniały wspomnianych wyżej kryteriów.

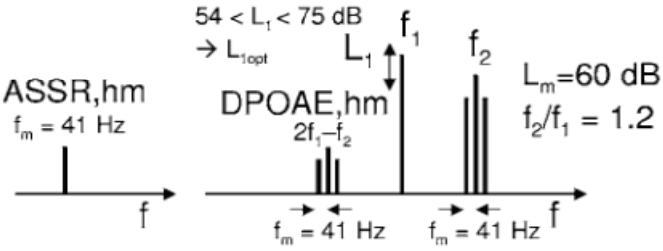


Ryc. 16. Progi słyszenia wyznaczone na podstawie badań audiometrii tonalnej (niewypełnione kółka) oraz estymowane na podstawie pomiarów DPOAE (czarne trójkąty) (Boege, Janssen, 2002)

Niewypełnione trójkąty oznaczają wartości, które nie spełniały przyjętych kryteriów statystycznej analizy danych.

Średnie różnice wynikające z wpływu metody wyznaczania progów słyszenia wyniosły około 2 dB. W konkluzji autorzy pracy sugerują potencjalne możliwości wykorzystania metody pomiaru progu słyszenia z pomiarów DPOAE, podkreślając jednak duże ograniczenia wynikające z maksymalnych ubytków słuchu, które nie powinny przekraczać 50 dB SPL oraz ewentualnego wpływu uszkodzeń przewodzeniowych na wyniki badań.

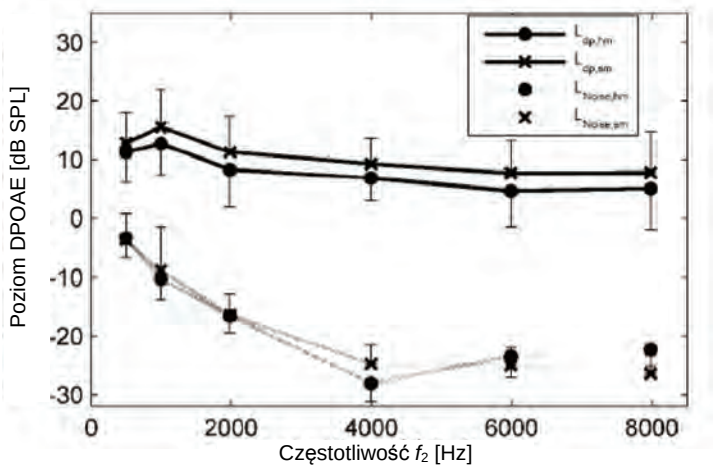
W metodyce określonego rodzaju badań słuchu czas pomiaru jest jednym z ważnych czynników warunkujących możliwości wykorzystania danej procedury w diagnostyce. Z tego punktu widzenia istotne jest opracowywanie metod badań łączących diagnozowanie różnych elementów drogi słuchowej w ramach jednego badania. Oswald i in. (2006) podjęli próbę jednoczesnych pomiarów DPOAE i słuchowych potencjałów wywołanych stanu ustalonego (*Auditory Steady-State Responses*, ASSR) (por. *Metody obiektywne badania słuchu*). W badaniach ASSR sygnałami stymulującymi są dźwięki zmodulowane amplitudowo (AM) lub częstotliwościowo (FM) o częstotliwości modulacji rzędu kilkudziesięciu Hz. Z kolei dla DPOAE dźwiękami stymulującymi są dwutony o ilorazie częstotliwości f_2/f_1 = 1,22, co dla zakresu pomiarowego f_2 od 1 do 8 kHz daje częstotliwość zmian obwiedni amplitudowej rzędu 200 Hz lub więcej. Według Oswalda i in. (2006), optymalnym rozwiązaniem było poddanie modulacji AM jednej ze składowych dwutonu, co mogło zapewnić jednoczesny pomiar DPOAE i ASSR. Schematyczne widma amplitudowe sygnałów zamieszczono na rycinie 17.



Ryc. 17. Schematy widm amplitudowych sygnałów (Oswald i in., 2006)

W dwutonie składowa f_2 była zmodulowana amplitudowo tonem o częstotliwości modulacji f_m = 41 Hz i 100-procentowej głębokości modulacji. Całkowity poziom sygnału zmodulowanego wynosił L_m = 60 dB. Modulacja składowej f_2 skutkowała zmodulowaniem składowej nieliniowej $2f_1 - f_2$. Na rycinie 17 uwzględniono także widmo składowej modulacji sygnału ASSR o częstotliwości 41 Hz. W kolejnych badaniach zmieniano poziom składowej L_1 w celu uzyskania poziomu optymalnego, dla którego poziom składowej nieliniowej osiągnął wartość maksymalną. Ponadto, dla porównania wykonano niezależnie pomiary DPOAE i ASSR celem określenia wpływu modulacji składowej f_2 dwutonu na poziom DPOAE i dwutonu na poziom składowej ASSR.

Oswald i in. (2006) wykazali, że modulacja amplitudowa składowej f_2 zmniejsza poziom DPOAE średnio o 2,6 dB. Porównanie średnich DPgramów zamieszczono na rycinie 18.



Ryc. 18. DPgram wyznaczony w warunkach dodatkowej modulacji AM ($L_{dp,\,\mathrm{hm}}$) (czarne kółka) oraz bez modulacji AM ($L_{dp,\,\mathrm{sm}}$) (krzyżyki) (Oswald i in., 2006)

Punkty pomiarowe połączone szarą linią oznaczają poziom tła akustycznego.

Oznacza to, że dla f_2 od 0,5 do 8 kHz poziom DPOAE uległ zmniejszeniu na skutek wprowadzenia dodatkowej modulacji amplitudowej. Podobnie dla ASSR dodanie składowej f_1 do sygnału stymulującego wywołało redukcję poziomu ASSR średnio o 1,8 dB.

Podsumowując powyższe wyniki badań, należy podkreślić, że zmniejszenie poziomu sygnału ASSR na skutek modyfikacji sygnału stymulującego wydaje się bardziej istotne aniżeli zmniejszenie poziomu DPOAE, gdyż ASSR służą bezpośrednio do wyznaczania progów słyszenia. Zatem badania tego rodzaju należałoby rozszerzyć na dużą populację w celu wyznaczenia dokładnych korekt poziomów DPOAE i ASSR.

Zastosowanie dodatkowego dźwięku stymulującego (prezentowanego kontralateralnie) poszerza możliwości diagnostyczne OAE o ocenę właściwości układu eferentnego. W jednej z pierwszych prac z tego zakresu wykazano zmniejszenie poziomu otoemisji spontanicznej pod wpływem kontralateralnie prezentowanych tonów (Mott i in., 1989). W późniejszych pracach wykazano, że w przypadku wymuszonej otoemisji akustycznej zachodzi podobny efekt zmniejszenia poziomu OAE pod wpływem stymulacji kontralateralnej (Guinan, 2006). Analiza otoemisji w warunkach stymulacji kontralateralnej (*Contralateral Stimulation*, CS) umożliwia ocenę funkcjonowania eferentnej części układu słuchowego (Wicher, 2013), szczególnie w niektórych rodzajach uszkodzeń słuchu (Lisowska, 2006).

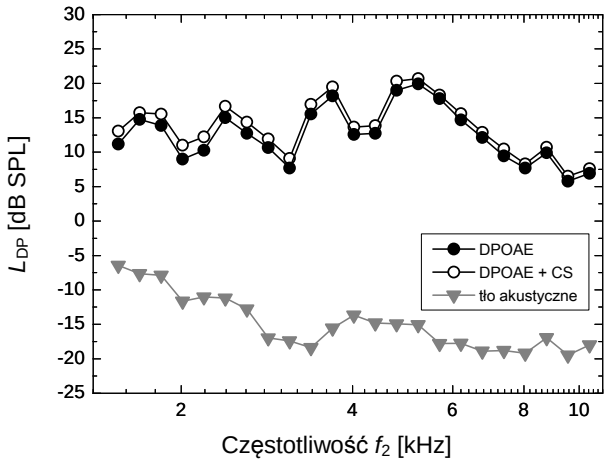
Eferentny układ oliwkowo-ślimakowy składa się z dwóch grup neuronów: oliwkowo-ślimakowych przyśrodkowych (*Medial Olivocochlear*, MOC)

oraz oliwkowo-ślimakowych bocznych (*Lateral Olivocochlear*, LOC). Włókna nerwowe wychodzące z MOC są włóknami głównie skrzyżowanymi. Tworzą tak zwany pęczek oliwkowo-ślimakowy przyśrodkowy (*Medial Olivocochlear Bundle*, MOCB). Włókna te dochodzą do ślimaka ucha wewnętrznego (Lisowska, 2006). W narządzie Cortiego łączą się poprzez synapsy z OHC.

Konsekwencją działania układu eferentnego ślimaka jest tak zwany odruch MOC, to znaczy oddziaływanie układu oliwkowo-ślimakowego na właściwości OHC (Guinan, 2006). Oddziaływanie to skutkuje zmniejszeniem efektu elektrokurczliwości OHC, co prowadzi do zmniejszenia amplitudy OAE.

Najczęściej stosowanym sygnałem kontralateralnym jest szum szerokopasmowy (0,1; 12) kHz, gdyż wywołuje on największe zmniejszenie poziomu OAE (średnio 1,2 dB). Całkowity poziom dźwięku kontralateralnego nie powinien przekraczać wartości około 60 dB SPL ze względu na możliwość wywołania odruchu strzemiączkowego, który istotnie wpływa na wyniki badań OAE.

Wicher (2014) w swoich badaniach oceniał wpływ szerokopasmowego dźwięku kontralateralnego na zmiany poziomu DPOAE.



Ryc. 19. DPgram wyznaczony dla stymulacji jednousznej (niewypełnione kółka) oraz w warunkach stymulacji kontralateralnej szumem szerokopasmowym (kółka wypełnione) (Wicher, 2014)

DPgramy na rycinie 19 wskazują na zmniejszenie (supresję) poziomu składowej nieliniowej (L_{DP}), szczególnie gdy f_2 < 3 kHz. Podobny efekt supresji wykazano we wcześniejszych opracowaniach (Guinan, 2006; Lisowska, 2006), jednak badania te nie dotyczyły tak szerokiego zakresu częstotli-

wości, jak w przypadku tej pracy. Ocena efektu supresji OAE jest jedną z niewielu nieinwazyjnych metod badań słuchu, umożliwiająca zbadanie działania układu eferentnego słuchu stanowiącego część neuralnej drogi słuchowej i mogąca przyczynić się do wykrycia pozaślimakowych uszkodzeń słuchu (Guinan, 2006). Dodatkowo istnieje coraz więcej dowodów potwierdzających sprzężenie eferentne pomiędzy procesami zachodzącymi w ślimaku ucha wewnętrznego a koncentracją i uwagą słuchową związaną między innymi z percepcją dźwięków mowy (Wicher, 2014).

Przytoczone prace są jedynie niewielkim fragmentem badań, które świadczą o ciągłym rozwoju i doskonaleniu metod badawczych odnoszących się do zjawiska otoemisji akustycznej. Wymiernym dowodem dużego zainteresowania tą tematyką badawczą są liczne nowe publikacje naukowe pojawiające się w renomowanych czasopismach związanych z audiologią, psychofizjologią i medycyną.

Bibliografia

Boege P., Janssen T., 2002, *Pure-tone threshold estimation from extrapolated distortion product otoacoustic emission I/O-functions in normal and cochlear hearing loss ears*, J. Acoust Soc. Am., 111, s. 1810–1818.

Dorn P.A., Konrad-Martin D., Neely S.T., Keefe D.H., Cyr E., Gorga M.P., 2001, *Distortion product otoacoustic emission input/output functions in normal-hearing and hearing-impaired human ears*, J. Acoust Soc. Am., 110, s. 3119–3131.

Elliott S.J., Shera C.A., 2012, *The cochlea as a smart structure*, Smart Materials and Structures, 21, 064001.

Gold T., 1948, *Hearing II: The physical basis of the action of the cochlea*, Proc. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci., 135, s. 492–498.

Guinan J.J., Jr., 2006, *Olivocochlear efferents: anatomy, physiology, function, and the measurement of efferent effects in humans*, Ear. Hear., 27, s. 589–607.

Jędrzejczak W.W., Lorens A., Piotrowska A., Kochanek K., Skarżyński H., 2009, *Otoacoustic emissions evoked by 0.5 kHz tone bursts*, J. Acoust Soc. Am., 125, s. 3158–3165.

Kemp D.T., 1978, *Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system*, J. Acoust Soc. Am., 64, s. 1386–1391.

Kummer P., Janssen T., Hulin P., Arnold W., 2000, *Optimal L(1)-L(2) primary tone level separation remains independent of test frequency in humans*, Hear. Res., 146, s. 47–56.

Lisowska G., 2006, *Zastosowanie emisji otoakustycznych do oceny czynności układu oliwkowo-ślimakowego przyśrodkowego*, Śląska Akademia Medyczna w Katowicach, Katowice.

Lyons R.G., 2004, *Signal Averaging*, [w:] P. Donovan (red.), *Understanding Digital Signal Processing*, Bernard Goodwin, New Jersey, s. 411–438.

Mott J.B., Norton S.J., Neely S.T., Warr W.B., 1989, *Changes in spontaneous otoacoustic emissions produced by acoustic stimulation of the contralateral ear*, Hear. Res., 38, s. 229–242.

Naeve S.L., Margolis R.H., Levine S.C., Fournier E.M., 1992, *Effect of ear-canal air pressure on evoked otoacoustic emissions*, J. Acoust Soc. Am., 91, s. 2091–2095.

Oswald J.A., Rosner T., Janssen T., 2006, *Hybrid measurement of auditory steady-state responses and distortion product otoacoustic emissions using an amplitude-modulated primary tone*, J. Acoust Soc. Am., 119, s. 3886–3895.

Ozimek E., Wicher A., Szyfter W., Szymiec E., 2006, *Distortion product otoacoustic emission (DPOAE) in tinnitus patients*, J. Acoust Soc. Am., 119, s. 527–538.

Robinette M.S., Glattke T.J., 2007, *Otoacoustic Emissions Clinical Applications*, Thieme Medical Publishers, Inc., New York.

Ruggero M.A., Rich N.C., Recio A., Narayan S.S., Robles L., 1997, *Basilar-membrane responses to tones at the base of the chinchilla cochlea*, J. Acoust Soc. Am., 101, s. 2151–2163.

Szyfter W., 2013, *Koordynator Medyczny Programu Powszechnych Przesiewowych Badań Słuchu u Noworodków*, <http://www.sluch.ump.edu.pl/>.

Tasaki H.D., Eldredge D.H., 1954, *Exploration of Cochlear Potentials in Guinea Pig with a Microelectrode*, J. Acoust Soc. Am., 26, s. 765–773.

Wagner W., Plinkert P.K., Vonthein R., Plontke S.K., 2008, *Fine structure of distortion product otoacoustic emissions: its dependence on age and hearing threshold and clinical implications*, Eur. Arch. Otorhinolaryngol., 265, s. 1165–1172.

Wicher A., 2013, *The Effect of Contralateral Signal on Distortion Product Otoacoustic Emissions and Psychophysical Tuning Curves at 1 and 2 kHz*, Acta Physica Polonica A, 123, s. 1001–1006.

Wicher A., 2014, *Ocena wpływu stymulacji kontralateralnej na otoemisje akustyczne produktów zniekształceń nieliniowych (DPOAE) i efekt maskowania*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

WOŚP, 2013, Program Powszechnych Przesiewowych Badań Słuchu u Noworodków, <http://www.wosp.org.pl/medycyna/nasze_programy/badania_sluchu>.

EWA SKRODZKA

AUDIOMETRIA MOWY

1. ZADANIA AUDIOMETRII MOWY, GENERACJA, PERCEPCJA I ROZUMIENIE MOWY

Audiometria mowy (słowna, wokalna) jest zbiorem procedur empirycznych, za pomocą których bada się różne aspekty słyszenia, zazwyczaj nadprogowe lub okołoprogowe. Audiometria mowy jest badaniem ilościowym i jakościowym. Wymaga współpracy osoby badanej z protetykiem słuchu, polegającej na powtarzaniu lub zapisywaniu usłyszanych wyrazów czy zdań. Audiometria mowy stanowi integralną część badań audiologicznych, niezbędną do oceny zrozumiałości mowy (Pruszewicz, 2000). Wśród jej zalet należy wymienić: możliwość oceny przenoszenia informacji przez układ słuchowy łącznie z topodiagnostyką oraz możliwość oceny przetwarzania informacji w ośrodkowym układzie nerwowym. Ogólna wartość audiometrii mowy dla testowania miejsca uszkodzenia słuchu, w oderwaniu od innych metod diagnostycznych, jest ograniczona, bowiem wyniki audiometrii mowy mogą pokrywać się dla różnych uszkodzeń słuchu. Dlatego audiometria tonalna powinna zawsze poprzedzać audiometrię mowy, a wyniki audiometrii tonalnej i audiometrii mowy muszą być interpretowane łącznie.

Audiometria mowy jest wykorzystywana do:

– oceny komunikacji audytywnej w warunkach naturalnych, laboratoryjnych, w szumie,

– diagnostyki uszkodzeń narządu słuchu typu przewodnictwa, odbiorczych ślimakowych, pozaślimakowych, centralnych, psychogennych,

– protezowania słuchu (dobór i dopasowanie aparatu słuchowego, pomoc pacjentom ze wszczepami ślimakowymi),

– rehabilitacji audytywnej i audiowizualnej (Obrębowski, 2011).

Badanie słuchu tonami, mimo że daje obraz **ostrości słuchu**, nie jest jednoznaczne z określeniem zdolności rozumienia mowy. Natomiast badanie słuchu **sygnałem mowy** polega głównie na ocenie zrozumiałości mowy. Zatem audiometria mowy pozwala nie tylko na ocenę wydolności narządu słuchu (słyszenie), ale również na ocenę wydolności ośrodkowego układu nerwowego w zakresie wykorzystania informacji dźwiękowych do celów komunikacji (zrozumiałość mowy). Badanie słuchu za pomocą mowy wydaje się najlepszą metodą sprawdzenia funkcjonowania układu słuchowego, począwszy od ucha zewnętrznego aż do ośrodków słuchowych w mózgu. Audiometria mowy pozwala na ilościowe i jakościowe określenie ubytku słuchu. W tym celu zostały stworzone listy artykulacyjne wysoko- i niskoredundantne odrębnie dla każdego języka (Pruszewicz, 2000).

Słyszenie a rozumienie mowy

O **słyszeniu** mowy decydują **fizyczne parametry sygnału mowy** (natężenie, skład widmowy, częstotliwość, czas trwania) oraz **fizjologiczne cechy obwodowego narządu słuchu**. Cechy fizyczne mowy i cechy fizjologiczne obwodowego narządu słuchu, zarówno w części przewodzącej, jak i odbiorczej, decydują o doprowadzeniu złożonych bodźców akustycznych, składających się na mowę, do ośrodkowego układu nerwowego (funkcja receptywna). Proces rozumienia mowy, polegający na umiejętności identyfikacji usłyszanych elementów słownych na podstawie słownika pamięci osobniczej, oraz rozpoznawanie treści jest złożoną funkcją psychiczną zachodzącą na poziomie ośrodkowego układu nerwowego (funkcja integracyjna). Badanie słuchu mające na celu ocenę wyłącznie receptywnej funkcji słuchowej (odbioru sygnału) musi opierać się na testach, w których wyeliminowane zostały możliwości integracyjne układu nerwowego. W tym celu przeprowadza się tak zwane testy logatomowe – testy bezsensownych (w danym języku) wyrażeń typu *zjumcza*, *więdźbo*, *dosz* itp. Badanie mające na celu ocenę rozumienia mowy musi uwzględniać funkcjonowanie wszystkich zjawisk zachodzących na poziomie akustycznym, neurologicznym i lingwistycznym. Z tego powodu, dla praktycznej oceny wydolności słuchowej i ograniczeń układu słuchowego, testowanie słuchu mową jest niezbędne (Obrębowski, 2011).

Wybrane wiadomości o mowie

Mowa jest ukształtowanym w toku biologicznej i społecznej ewolucji człowieka systemem elementów głosowych, spełniającym w określonym czasie i w określonej wspólnocie ludzkiej funkcję komunikacyjną. Mowa ze społecznego punktu widzenia jest sygnałem wytwarzanym celowo – kontro-

lowanym przez centralny układ nerwowy, „wydawanym" w celu przekazywania informacji (Dukiewicz, Sawicka, 1995). Fizjologiczne podstawy wytwarzania mowy oraz właściwości fizyczne sygnału mowy opisano w części pt. *Elementy foniatrii i logopedii.*

Słuchając audycji, rozmowy czy wykładu w ojczystym języku, rzadko zwraca się uwagę na brzmienie głosu mówcy, jego akcent itp. Ludzki receptor słuchowy wraz z odpowiednimi komórkami centralnego układu nerwowego niejako samoczynnie realizuje odbiór mowy od odebrania sygnału poprzez jego transformację na impulsy elektryczne docierające do mózgu, analizę porównania ze wzorcami, do świadomości treści merytorycznych. Prześledzenie tych etapów jest możliwe, gdy słuchamy wypowiedzi w słabo znanym języku.

Wytwarzanie, percepcja i rozumienie mowy są z sobą ściśle związane. Mowa powstaje w mózgu człowieka i stamtąd przekazywana jest do organu mowy, a następnie wypromieniowywana w postaci fali akustycznej na zewnątrz. Dzięki takiemu procesowi może zostać odebrana przez układ słuchowy drugiej osoby i przekazana do ośrodków słuchowych w skroniowych płatach mózgu, gdzie następuje dekodowanie niesionej przez falę akustyczną informacji i, co najważniejsze, jej rozumienie. Proces ten przebiega następująco:

1) w mózgu nadawcy musi zaistnieć bodziec skłaniający do nadania komunikatu słownego, powodujący u nadawcy pobudzenie struktur mózgu, w których przechowywana jest informacja dotycząca elementów kodu językowego i reguł jego użycia,

2) z pamięci nadawcy wydobywane są składniki niezbędne do skonstruowania wypowiedzi (reguły fonetyczne, słownik, gramatyka),

3) u nadawcy pobudzone zostają ośrodki mowy w mózgu, skąd biegnie informacja do mięśni odpowiedzialnych za pobudzenie narządu mowy i następuje wytworzenie komunikatu słownego,

4) sygnał mowy powstaje w wyniku przepływu powietrza przez tor głosowy nadawcy.

Cały proces jest kontrolowany przez zmysł kinestetyczny nadawcy, odpowiedzialny za kontrolę wysiłku mięśni oraz ruchy i pozycje narządów mowy, a także zmysł słuchu nadawcy, odpowiedzialny za informowanie go o właściwym lub niewłaściwym przebiegu artykulacji.

Podczas tego procesu następuje przełożenie komunikatu z kodu nerwowego na zewnętrzny kod ruchowy i następnie na kod odpowiedni dla danego „kanału łączności" – najczęściej jest nim powietrze. Dźwięki artykułowane przez nadawcę powodują zaburzenia ośrodka powietrznego i fala akustyczna w postaci zmian ciśnienia dociera do ucha odbiorcy:

– u odbiorcy dochodzi do pobudzenia błony bębenkowej, struktur ucha środkowego, okienka owalnego i sygnał dociera do ucha wewnętrznego,

– w uchu wewnętrznym dochodzi do pobudzenia błony podstawnej, analizy częstotliwościowej sygnału i zamiany energii mechanicznej dźwięku na energię elektryczną impulsów nerwowych – następuje przekazanie informacji do nerwu słuchowego,

– z nerwu słuchowego poprzez kolejne piętra drogi słuchowej sygnał dochodzi do płatów skroniowych mózgu, gdzie mieszczą się pola słuchowe odbiorcy,

– w mózgu odbiorcy mowa jest dekodowana, rozpoznawana i rozumiana.

Zrozumiałość mowy zależy od jej głośności. Ponieważ emisja poszczególnych głosek wykazuje w obrębie zdania różnice w dynamice dochodzące do 30 dB (istotną rolę odgrywa tu opozycja dźwięczności, a więc udział tonu krtaniowego w realizacji głoski), aby mowa była w pełni zrozumiała, jej średni poziom musi przekraczać próg słyszalności rozmówcy o co najmniej 30 dB. Jeśli różnica ta jest mniejsza, wzrasta wówczas rola domysłu w procesie rozumienia mowy i może wystąpić współdziałanie analizatora wzrokowego. Zjawisko nosi nazwę **zdolności różnicowania (dyskryminacji) dźwięków mowy**. Polega ono na tym, że istnieje poziom niezbędny do różnicowania bodźców dźwiękowych zarówno pod względem ich częstotliwość, jak i natężenia. Optymalnym poziomem różnicowania dźwięków mowy jest poziom około 40 dB nad progiem słyszalności w zakresie 500–6000 Hz.

Widmo mowy zawiera się w zakresie od 80 Hz do 8–10 kHz. Dla zrozumiałości mowy praktyczne znaczenie ma węższe pasmo: od 400 Hz do 4 kHz. Odfiltrowanie z mowy częstotliwości leżących poza tym pasmem nie wpływa w sposób znaczący na zrozumiałość mowy. Gdy chodzi tylko o zrozumiałość mowy, to znaczy gdy rezygnuje się z przekazywania cech mowy umożliwiających rozpoznanie indywidualnego głosu, można widmo mowy ograniczyć jeszcze bardziej (400–1900 Hz), uzyskując ciągle jeszcze wystarczającą zrozumiałość. Dalsze zawężanie pasma przekazywania mowy ogranicza wyrazistość głosek do tego stopnia, że uniemożliwia swobodne i poprawne rozumienie wypowiedzi. Chcąc poprawnie odebrać treść wypowiedzi, wyrazistość głosek musi przekraczać 70%. Reszta zostaje uzupełniona w sposób podświadomy – redundancja. Dynamika sygnału mowy wynosi około 30 dB.

Cechy akustyczne mowy polskiej

1. Dla zrozumienia mowy polskiej najbardziej istotne są pasma od 100 do 2300 Hz lub od 500 do 2000 Hz.

2. W warunkach optymalnych wystarcza pasmo 125–2000 Hz.

3. Największy odsetek zrozumiałych słów języka polskiego mieści się w zakresie 1300–1600 Hz.

4. Język polski wśród języków europejskich ma najwięcej głosek zwarto-trących (6): dźwięczne „dz", „dź", „dż"; bezdźwięczne „c", „ć", „cz".

5. Język polski jest językiem nietonicznym – intonacja przekazuje najczęściej stan emocjonalny mówcy.

6. Szum mowopodobny utworzony dla języka polskiego (*babble noise*) ma charakterystyczne maksimum w okolicy 6–7 kHz (rezultat występowania w języku polskim dużej liczby głosek zwarto-trących i trących).

7. Do identyfikacji wszystkich samogłosek polskich, z wyjątkiem „y", wystarczy znajomość formantów F1 i F2. Do identyfikacji samogłoski „y" użyteczna może okazać się znajomość F3 (Jassem, 1973).

2. PODSTAWY METODOLOGICZNE AUDIOMETRII MOWY, KRZYWA ARTYKULACYJNA, JEJ PARAMETRY

Definicje

Przewodnictwo powietrzne – przenoszenie dźwięku do ucha wewnętrznego przez ucho zewnętrzne i środkowe.

Przewodnictwo kostne – przenoszenie dźwięku do ucha wewnętrznego głównie przez drgania mechaniczne czaszki.

Osoba otologicznie normalna – osoba o normalnym stanie zdrowia, niewykazująca oznak bądź symptomów choroby ucha oraz zanieczyszczeń przewodu słuchowego zewnętrznego, niepoddawana w przeszłości nadmiernej ekspozycji na hałas.

Sygnał mowy – sygnał testowy będący głosem naturalnym lub głosem syntetycznym.

Krzywa rozpoznawania mowy (krzywa artykulacyjna, rzadziej audiogram słowny) – krzywa przedstawiająca dla każdego słuchacza procent rozpoznawania mowy w funkcji poziomu mowy dla określonego sygnału mowy i sposobu podawania.

Krzywa odniesienia rozpoznawania mowy – krzywa przedstawiająca medianę procentowego rozpoznawania mowy w funkcji poziomu mowy, uzyskana dla dużej liczby osób otologicznie normalnych (18–25 lat), dla których stosowano odpowiedni materiał testowy przy określonym sygnale mowy i sposobie podawania.

Poziom sygnału mowy wyraża się poziomem mowy [dB SPL] lub poziomem słyszenia mowy [dB HL]. To, jaki poziom sygnału mowy jest wskazywany na audiometrze, podane jest w instrukcji obsługi każdego audiometru. Najczęściej (ale nie zawsze!) jest to poziom mowy w dB SPL.

Miary percepcyjnej oceny zrozumiałości mowy

W odniesieniu do głosek, sylab i logatomów stosowany jest termin „wyrazistość", natomiast w odniesieniu do wyrażeń mających znaczenie (słów, zdań) termin „zrozumiałość".

Wyrazistość głoskowa – procent poprawnie zidentyfikowanych przez pacjenta głosek.

Wyrazistość sylabiczna – procent poprawnie zidentyfikowanych przez pacjenta sylab.

Wyrazistość logatomowa – procent poprawnie zidentyfikowanych przez pacjenta logatomów.

Zrozumiałość słowna – procent poprawnie zidentyfikowanych przez pacjenta, arbitralnie wybranych elementów słownych.

Zrozumiałość zdaniowa – procent poprawnie zidentyfikowanych przez pacjenta zdań.

W Polsce do badania audiometrią mowy wykorzystuje się zestaw testów złożony z liczb (Pruszewicz, 2000; Harris i in., 2004) lub wyrazów dwusylabowych (testy wysokoredundantne, wielosylabowe, detekcyjne, łatwe) oraz zestaw testów złożony z wyrazów jednosylabowych zrównoważonych fonetycznie (testy niskoredundantne, jednosylabowe, dyskryminacyjne, trudne), (tab. 1). Zbiór testów polskich zrównoważonych fonetycznie znany jest pod nazwą NLA-93 (*Nowe listy artykulacyjne*) (Pruszewicz, 2000). Zbiór ten od 2012 r. ma wersję 2 (Demenko, Pruszewicz, 2012); na rycinie 1a przedstawiono krzywe normowe dla wersji 2 testów liczbowych i słownych. Na rynku polskim od 2004 r. funkcjonuje również psychometrycznie zrównoważony test 25 słów dwusylabowych, zarejestrowany z udziałem lektora i lektorki (dwie wersje brzmieniowe) (Harris i in., 2004). Test ten funkcjonuje pod nazwą *Polska audiometria słowna,* Uniwersytet Brighama Younga. Na rycinie 1b przedstawiono krzywą normową dla testu słów dwusylabowych.

Każdorazowo przed przystąpieniem do badania audiometrią mowy należy wykalibrować audiometr. Potrzebny jest do tego specjalny sygnał wzorcowy: ton 1000 Hz (np. przy *Polskiej audiometrii słownej,* Uniwersytet Brighama Younga) lub szum mowopodobny (szum CCITT dołączony do NLA-93).

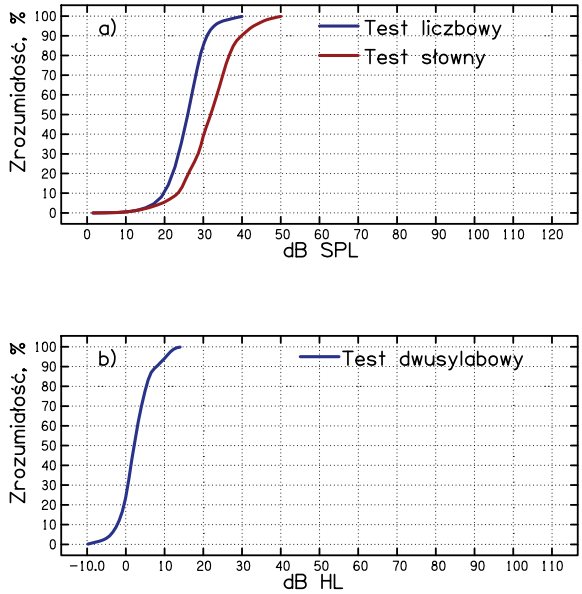
Tabela 1. Listy liczebnikowe opracowane w 1993 (Pruszewicz, 2000) oraz 2012 r. (Demenko, Pruszewicz, 2012), NLA-93 (Pruszewicz, 2000) wersja 2 (Demenko, Pruszewicz, 2012), a także *Polska audiometria słowna*, Uniwersytet Brighama Younga (Harris i in., 2004)

Testy liczbowe opracowane przez A. Pruszewicza i in., 1993 r.										
Lp.	Lista 1	Lista 2	Lista 3	Lista 4	Lista 5	Lista 6	Lista 7	Lista 8	Lista 9	Lista 10
1	31	86	14	33	102	87	53	76	27	43
2	79	51	66	78	81	22	49	32	48	62
3	46	72	37	94	68	60	15	57	71	104
4	97	16	85	106	39	18	92	101	99	91
5	13	23	42	59	77	56	88	44	65	75
6	62	47	73	67	43	74	26	63	36	10
7	83	109	91	21	11	93	34	28	103	27
8	24	35	104	45	25	41	107	95	17	59
9	55	98	58	82	54	105	61	12	84	86
10	108	64	29	19	96	38	75	89	52	38
Testy liczbowe opracowane przez G. Demenko i A. Pruszewicza, 2012 r. SRT = 26,3 dB SPL										
Lp.	Lista 1	Lista 2	Lista 3	Lista 4	Lista 5	Lista 6	Lista 7	Lista 8	Lista 9	Lista 10
1	33	14	86	102	87	43	31	53	76	27
2	78	66	51	81	22	62	79	49	32	48
3	94	37	72	68	69	104	46	15	57	71
4	106	85	16	39	18	91	97	92	101	99
5	59	42	23	77	56	75	13	88	44	65
6	67	73	47	43	74	10	62	26	63	36
7	21	91	109	11	93	27	83	34	28	103
8	45	104	35	25	41	59	24	107	95	17
9	82	58	98	54	105	86	55	61	12	84
10	19	29	64	96	38	38	108	75	89	52
Listy dyskryminacyjne NLA-93 opracowane przez A. Pruszewicza i in., 1993 r.										
Lp.	Lista 11	Lista 12	Lista 13	Lista 14	Lista 15	Lista 16	Lista 17	Lista 18	Lista 19	Lista 20
1	plac	dres	kwas	płaz	twarz	klej	kraj	płeć	płaszcz	głaz
2	zez	Jaś	czas	sieć	rzecz	rzeź	dziś	dzicz	ciecz	jeż
3	kat	tak	typ	kit	byt	bat	bak	gad	tik	byk
4	grosz	głos	gnój	tchórz	plus	gruz	plusz	klosz	kłos	klucz
5	widz	wyż	wesz	maj	nić	mecz	las	mysz	raj	nic
6	pech	pył	dar	dym	bal	bar	tył	pan	dal	dach
7	pierś	płaszcz	pleśń	wieprz	dreszcz	wieść	wrzask	zjazd	wjazd	chrzest
8	muł	woń	wór	wół	mur	łom	loch	mól	chór	rów
9	grzyb	krzak	żbik	krzyk	bieg	szpik	step	brzeg	styk	zbyt
10	cień	żal	dżem	dzień	syn	zew	czyn	sen	cel	żart
11	bank	kant	plan	pęk	kark	garb	targ	park	pęd	tynk
12	drań	krem	karp	kran	gmach	płyn	gniew	gwar	krew	gram
13	łódź	wódz	łoś	moc	nos	mocz	noc	wóz	nóż	wuj
14	błąd	klops	gwóźdź	grunt	biust	tłuszcz	front	prąd	brąz	sport
15	groch	broń	tłum	dłoń	król	dwór	plon	tron	grom	proch
16	rok	lód	lot	lok	łuk	lud	rów	ród	huk	łup
17	tom	dom	gol	ból	ton	koń	dół	duch	puch	bon
18	kwiat	zgryz	zwiad	stryj	wstyd	strach	zbieg	spryt	spływ	sklep
19	film	nerw	hełm	filc	walc	hymn	węch	chęć	myśl	marsz
20	sens	liść	zięć	cyrk	rejs	szewc	maść	żart	zamsz	zysk
Listy dyskryminacyjne opracowane przez G. Demenko i A. Pruszewicza, 2012 r. SRT = 31,8 dB SPL										
Lp.	Lista 1	Lista 2	Lista 3	Lista 4	Lista 5	Lista 6	Lista 7	Lista 8	Lista 9	Lista 10
1	twarz	płaz	kwas	dres	plac	głaz	płacz	kraj	krzyż	klej
2	rzecz	sieć	czas	Jaś	zez	Jeż	ciecz	dziś	cześć	rzeź
3	pit	kit	typ	tak	kat	byk	tik	bak	gad	bat

4	plus	tchórz	kłus	głos	grosz	klucz	kłos	plusz	klosz	gruz
5	nić	maj	wesz	wyż	widz	nic	raj	las	mysz	mecz
6	bal	dym	dar	pył	pech	dach	dal	tył	pan	bar
7	dreszcz	wieprz	pleśń	płaszcz	pierś	chrzest	wjazd	wrzask	zjazd	wieść
8	mur	wół	wór	woń	muł	rów	chór	loch	mól	łom
9	grad	krzyk	żbik	krzak	grzyb	zbyt	styk	step	brzeg	szpik
10	syn	dzień	dżem	żal	cień	żart	cel	czyn	sen	zew
11	kark	pęk	karp	kant	bank	tynk	pęd	targ	park	garb
12	gmach	kran	plan	krem	drań	gram	krew	gniew	gwar	płyn
13	nos	moc	los	wódz	łódź	wuj	nóż	noc	wóz	mocz
14	biust	grunt	gwóźdź	klops	błąd	sport	brąz	front	prąd	tłuszcz
15	król	dłoń	tłum	broń	groch	proch	grom	plon	tron	dwór
16	łuk	lok	lot	lud	rok	łup	huk	róg	ród	lód
17	ton	ból	gol	dom	tom	bon	puch	dół	duch	koń
18	wstyd	stryj	zwiad	zgryz	kwiat	sklep	spływ	zbieg	spryt	strach
19	walc	filc	hełm	nerw	film	marsz	myśl	węch	chęć	hymn
20	rejs	cyrk	zięć	liść	sens	zysk	zamsz	maść	żart	szewc

Psychometrycznie zrównoważony dwusylabowy polski test słowny opracowany w 2004 r.
(w tabeli wyrazy uporządkowano alfabetycznie, lista ta jest czytana osobno przez lektora lub lektorkę)
SRT = 2 dB HL

człowiek	dobrze	dziecko	lampa	książka	księżyc	lekarz	ludzie	miejsce	miłość	przerwa
przykład	ściana	środek	światło	sygnał	szpital	sztuka	tydzień	uczeń	wczoraj	wieczór
woda	żona	życie								



Ryc. 1. Normowe krzywe artykulacyjne dla testów liczbowych (lewa) i słownych (prawa) NLA wersja 2 (Demenko, Pruszewicz, 2011) (a) oraz krzywa normowa dla psychometrycznie zrównoważonego dwusylabowego polskiego testu słownego opracowanego w 2004 r. (Harris i in., 2004) (b)

Sygnał wzorcowy najczęściej występuje jako pierwszy albo ostatni sygnał na nośnikach testów artykulacyjnych). Poziom szumu wzorcowego podawanego z nośnika zewnętrznego ustawia się zewnętrznym wzmacniaczem tak, aby na specjalnym wskaźniku na audiometrze osiągnąć wartość równą zeru.

Testowanie audiometryczne wymaga współpracy osoby badanej, której zadanie polega na zapisywaniu lub powtarzaniu usłyszanej jednostki słownej (wyrazu, zdania itp.). Dla poszczególnych poziomów mowy, przy których odsłuchiwany jest test, notuje się procent poprawnie rozpoznanych elementów. Wyniki badania zaznacza się na wykresie, gdzie na osi odciętych podawany jest poziom mowy (sygnału mowy), a na osi rzędnych procent prawidłowo powtórzonych, przy danym poziomie, jednostek lingwistycznych. W wyniku badania uzyskuje się krzywą artykulacyjną. Konieczne jest odpowiednie wyskalowanie wykresu: odcinek odpowiadający 20% poprawnych odpowiedzi na osi pionowej musi mieć taką samą długość, jak odcinek odpowiadający 10 dB na osi poziomej.

Przymiotnik „artykulacyjna" oznacza pochodzenie krzywej od mowy artykułowanej, a nie od zespołu czynności narządu głosu i mowy przy tworzeniu mowy. Zaleca się, aby audiogram słowny miał podaną krzywą odniesienia. Przebieg krzywej artykulacyjnej zależy od: rodzaju testu, techniki badania, aparatury, rodzaju zaburzenia słuchu. Stromość krzywej słownej wzrasta w miarę zwiększania się redundancji materiału słownego. Strome przebiegi artykulacyjne otrzymuje się dla tak zwanych testów łatwych, zawierających duży nadmiar informacji językowej, składających się ze zdań, wyrazów wielosylabowych.

Przygotowanie pacjenta do badania audiometrycznego

1. Przed badaniem należy sprawdzić stan przewodu słuchowego zewnętrznego i błony bębenkowej, czyli przeprowadzić otoskopowanie. Woskowina blokująca przewód słuchowy zewnętrzny lub zamknięcie wejścia do przewodów słuchowych jest podstawą do skierowania na badanie laryngologiczne!

2. Wcześniejsza ekspozycja na hałas może powodować czasowe podniesienie progu słyszenia – należy jej unikać, a wystąpienie takiej ekspozycji powinno być odnotowane.

3. Wysiłek fizyczny także może wpływać na wynik badania – pacjent powinien stawić się co najmniej 5 min przed rozpoczęciem badania.

4. Przed audiometrią słowną powinna być wykonana audiometria tonalna.

5. Badanie audiometryczne należy poprzedzić sprawdzeniem, czy dana osoba rozumie i jest w stanie powtórzyć nadawany materiał słowny.

Instrukcje zależą od rodzaju badania. Powinny wskazywać na:

– ucho, które będzie badane w pierwszej kolejności,

– rodzaj elementów testu i sposób odpowiedzi,

– konieczność odpowiedzi zawsze, gdy badany słyszy mowę w jednym z uszu, bez względu na to, jak cicha jest mowa,

– konieczność udzielenia natychmiastowej odpowiedzi, gdy element testu jest usłyszany,

– dopuszcza się jedynie jedną odpowiedź na każdy element testu,

– należy sprawdzić, czy osoba badana nie ma w ustach cukierków, gumy do żucia itp. i w razie potrzeby usunąć je,

– osobę badaną należy pouczyć o konieczności unikania niepotrzebnych ruchów (dekoncentracja, dodatkowy hałas),

– w trakcie badania pacjent nie powinien widzieć operacji wykonywanych na audiometrze przez protetyka,

– po udzieleniu instrukcji należy zapytać osobę badaną, czy są one zrozumiane, w razie wątpliwości powtórzyć instrukcje.

Trzeba poinformować pacjenta o tym, że może przerwać badanie w przypadku odczuwania jakiegokolwiek braku komfortu.

Parametry (cechy) krzywej artykulacyjnej (PN-EN ISO 8253-3 2005)

1. Próg detekcji sygnału mowy (*speech detection threshold*, SDT) – najmniejszy poziom mowy, przy którym badany zauważa w 50% obecność sygnału (słowa są już słyszane, ale jeszcze nierozumiane), określany z krzywej liczbowej. Nie wymaga od słuchacza różnicowania dźwięków, tylko reakcji na obecność sygnału mowy. Istotny przy badaniu osób niewspółpracujących, na przykład małych dzieci. Dla osób o słuchu prawidłowym leży około 12 dB poniżej SRT.

Wyznaczanie progu detekcji sygnału mowy (SDT)

Badamy każde ucho oddzielnie, zaczynamy od ucha bardziej czułego.

1. Pierwszy element testu należy podać na wystarczająco dużym poziomie, aby uzyskać zdecydowaną odpowiedź osoby badanej, na przykład 30 dB ponad wartością średniego progowego poziomu słyszenia tonów przy częstotliwościach 0,5, 1 i 2 kHz.

Na przykład, dla progowych wartości 500 Hz–25 dB HL, 1000 Hz–55 dB HL, 2000 Hz–70 dB HL średnia wynosi 50 dB HL. W tym przypadku pierwszy element testu powinien być podany na poziomie 80 dB HL (105 dB SPL).

2. Zmniejszać poziom co 20 dB, aż do momentu, gdy badana osoba przestanie sygnalizować, że słyszy sygnał.

3. Zwiększać poziom co 5 dB, podając jeden element testu na każdym poziomie, aż do momentu, w którym badany zasygnalizuje, że słyszy sygnał.

4. Po uzyskaniu odpowiedzi pozytywnej zmniejszyć sygnał o 10 dB i ponownie zwiększać poziom sygnału mowy o 5 dB, aż do momentu, w którym badany zasygnalizuje, że słyszy sygnał.

5. Powtarzać etap czwarty, aż do momentu, w którym przy pięciokrotnym powtórzeniu sekwencji zwiększania poziomu badany zasygnalizuje obecność sygnału mowy trzy razy na tym samym poziomie. Poziom ten jest progowym poziomem detekcji mowy.

6. Jeśli przy pięciokrotnym powtórzeniu sekwencji badany zasygnalizuje obecność sygnału mowy mniej niż trzy razy na tym samym poziomie, podać element testu na poziomie o 10 dB większym niż poziom, na którym ostatnio sygnalizowane było jego wystąpienie. Następnie powtórzyć etapy 3–5.

7. Identycznie przeprowadzić badanie dla drugiego ucha, jeśli jest to konieczne.

8. W wersji skróconej należy kontynuować pomiar zgodnie z punktem 6, dopóki nie otrzyma się dwóch odpowiedzi słuchacza na tym samym poziomie, przy trzech sekwencjach wznoszenia poziomu. Skrócona wersja procedury daje wyniki prawie równoważne z wersją pełną i jej stosowanie może być właściwe w niektórych przypadkach.

2. Progowy poziom rozpoznawania mowy (*speech reception threshold*, SRT) – najniższy poziom mowy, przy którym badany prawidłowo powtarza 50% elementów testu, określany z krzywej liczbowej.

Progowy poziom odniesienia rozpoznawania mowy – przy określonym sygnale mowy i sposobie jego podawania, mediana progowych poziomów rozpoznawania mowy uzyskanych dla dużej liczby osób otologicznie normalnych (18–25 lat), dla których stosowano odpowiedni materiał testowy.

Wyznaczanie progowego poziomu rozpoznawania mowy (SRT)

Badamy każde ucho oddzielnie, zaczynamy od ucha bardziej czułego.

1. Pomiar należy rozpocząć na wystarczająco dużym poziomie słyszenia mowy (dB HL), aby elementy testu były wyraźnie słyszane przez badanego, czyli od 20 do 40 dB ponad wartością średniego progowego poziomu słyszenia tonów przy częstotliwościach 0,5, 1 i 2 kHz. Na przykład, dla progowych wartości 500 Hz–25 dB HL, 1000 Hz–55 dB HL, 2000 Hz–70 dB HL

średnia wynosi 50 dB HL. W tym przypadku pomiar zaczynamy od wartości 70 lub 80 dB HL poziomu słyszenia mowy (lub 95 albo 105 dB SPL poziomu mowy). Ten etap służy do zapoznania pacjenta z zastosowanym testem słownym.

2. Zmniejszać poziom co 5 dB, podając przynajmniej dwa elementy testu na każdym poziomie, aż do momentu, gdy badana osoba przestanie prawidłowo rozpoznawać wszystkie elementy testu.

3. Pomiar *całej listy* zaczyna się od poziomu, przy którym badany przestał odpowiadać prawidłowo w punkcie 1.

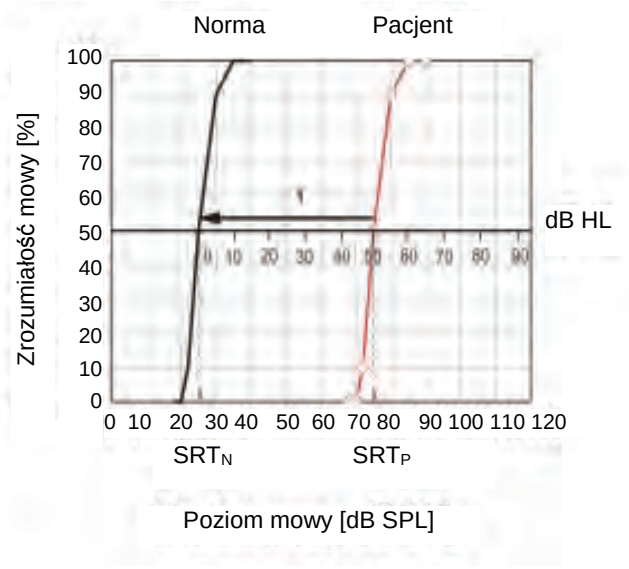
4. Jeżeli procentowe rozpoznawanie mowy dla całej listy (pkt 2) wynosi co najmniej 50%, należy zmniejszać poziom co 5 dB, podając nową listę na każdym poziomie, aż do momentu, gdy procentowe rozpoznawanie mowy będzie mniejsze niż 50%. Zazwyczaj jeden z poziomów daje rozpoznawanie mowy nieco większe niż 50%, a następny nieco mniejsze niż 50%.

5. Jeżeli procentowe rozpoznawanie mowy dla całej listy (pkt 3) jest mniejsze niż 50%, należy zwiększać poziom co 5 dB, podając nową listę na każdym poziomie, aż do momentu, gdy procentowe rozpoznawanie mowy będzie większe niż 50%.

6. Progowy poziom rozpoznawania mowy dla badanego ucha jest poziomem odpowiadającym prawidłowemu rozpoznawaniu mowy w 50%. Oblicza się go przez liniową interpolację najniższego poziomu, który zapewnił rozpoznawanie mowy na poziomie nieco większym niż 50% i najwyższego poziomu, który zapewnił rozpoznawanie mowy na poziomie nieco mniejszym niż 50%. Wyraża się go liczbą całkowitą.

Ubytek słuchu dla mowy jest to różnica między SRT_p pacjenta a SRT_n osoby o słuchu prawidłowym. Ubytek słuchu dla mowy powinien być zgodny ze średnią wartością ubytku słuchu uzyskaną z audiometrii tonalnej dla trzech częstotliwości: 500, 1000 i 2000 Hz. Zależność ta może nie być spełniona, (1) jeśli ubytek słuchu jest wysokotonalny – wówczas ubytek słuchu dla mowy może być dużo mniejszy od średniej wartości ubytku słuchu dla tonów oraz (2) w przypadku osób starszych lub osób z uszkodzeniem centralnego układu nerwowego – wówczas ubytek słuchu dla mowy może być dużo większy od średniej wartości ubytku słuchu dla tonów.

Przed przystąpieniem do badania pacjenta warto sprawdzić (na formularzach używanych do wykreślania krzywej artykulacyjnej) progowy poziom odniesienia rozpoznawania mowy dla osób otologicznie normalnych. Z pomiarów przeprowadzonych w IA UAM wynika, że wartość SRT dla osób otologicznie normalnych wynosi 25 dB SPL. Oznacza to, że wartość „0" poziomu słyszenia mowy (dB HL) odpowiada 25 dB SPL (Furmann, 2007) (ryc. 2).



Ryc. 2. Krzywa zrozumiałości testu liczbowego wyznaczona dla osoby o słuchu prawidłowym (krzywa czarna) i dla osoby z uszkodzonym słuchem (krzywa czerwona) (Furmann, 2007)

Strzałką „1" zaznaczono sposób obliczania ubytku słuchu dla mowy.

3. Największe procentowe rozpoznawanie mowy – (*articulation, discrimination score*, DS) – największy procent zrozumiałości mowy otrzymany bez względu na poziom mowy.

Wyznaczanie procentowego rozpoznawania mowy (DS)

1. Pierwszą wartość procentową wyznacza się na poziomie mowy 25 lub 30 dB HL powyżej średniego poziomu słyszenia tonów (0,5, 1, 2 kHz).
2. Następnie poziom mowy powinien być zwiększany co 5 lub 10 dB, aż do znalezienia maksymalnej wartości procentowego rozpoznawania mowy lub do poziomu, przy którym badany stwierdza brak komfortu albo zmęczenie.
3. Jeśli wartość procentowego rozpoznawania mowy zmniejsza się przy największych poziomach prezentacji mowy (efekt opadania), to pomiar powinien być kontynuowany przy niższych poziomach.
4. Dla każdego poziomu pomiarowego pacjent odsłuchuje całą listę wyrazów jednosylabowych.
5. Wynik badania należy przedstawić w postaci krzywej artykulacyjnej.

4. Strata dyskryminacji mowy (*discrimination loss*, DL) – różnica między stuprocentowym rozumieniem a największym procentowym rozpoznawaniem mowy (progiem dyskryminacji).

5. Próg komfortu dla mowy (*most comfortable level*, MCL) – minimalny poziom ciśnienia akustycznego, przy którym osiągnięto największe procentowe rozpoznawanie mowy (niekoniecznie stuprocentowe).

MCL, DS, DL określa się z krzywej jednosylabowej (wyrazowej) zrównoważonej fonetycznie.

6. Szerokość krzywej artykulacyjnej – rozpiętość [dB] między dwoma punktami: początkiem i końcem krzywej (0 i 100% rozróżniania). *Przydatna* w ocenie charakteru uszkodzenia słuchu. Szerokość krzywej zależy od rodzaju testu. Dla osób o słuchu prawidłowym badanych testami polskimi wynosi: dla testu liczbowego – 15 dB, dla testu zdaniowego – 20 dB, dla testu fonetycznie zrównoważonego (jednosylabowego) – 40 dB.

Szerokość krzywej nie jest możliwa do wyznaczenia, gdy przy pewnym poziomie prezentacji występuje zjawisko nieprzyjemnego słyszenia.

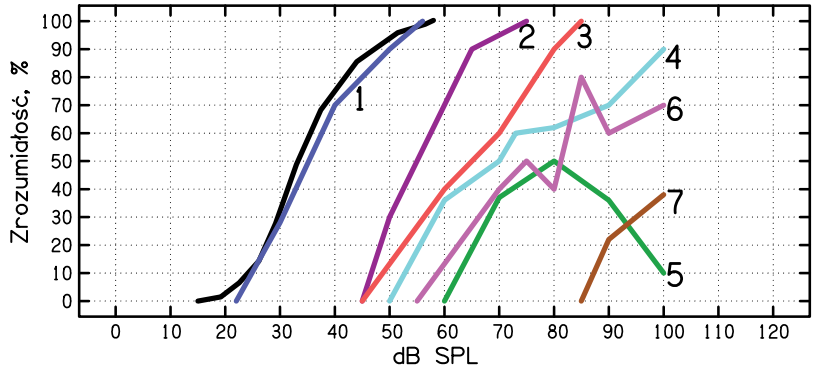
7. Próg nieprzyjemnego słyszenia (*uncomfortable level*, UCL) – próg, przy którym słyszenie wywołuje nieprzyjemne odczucia. U osób normalnie słyszących występuje około 90 dB powyżej SRT.

8. Przedział dynamiczny (UCL – SRT) – różnica między progiem nieprzyjemnego słyszenia a progowym poziomem rozpoznawania mowy.

9. Rozrzut krzywej artykulacyjnej – szerokość [dB] między najgorszą a najlepszą krzywą osiągniętą w badaniach. Zależy od rodzaju testu. Dla osób o słuchu prawidłowym wynosi: dla testu liczbowego – 5 dB, dla testu zdaniowego – 5 dB, dla testu słów jednosylabowych – 10 dB.

3. INTERPRETACJA WYNIKÓW BADAŃ AUDIOMETRIĄ MOWY

O miejscu uszkodzenia układu słuchowego wnioskuje się z przebiegu krzywych artykulacyjnych wyznaczonych dla zrównoważonych fonetycznie słów jednosylabowych. Górna połowa krzywej słownej uwarunkowana jest w znacznym stopniu tak zwaną zdolnością rozróżniania słuchowego. Przy ograniczonej zdolności (brak rezerwy ślimakowej) zwiększanie natężenia sygnału nie prowadzi do zwiększenia zrozumiałości. W takich przypadkach w audiometrii tonalnej występuje podwyższenie progu dla wysokich częstotliwości. Jeśli przy zwiększaniu natężenia sygnału wzrasta zrozumiałość, to rezerwa ślimakowa jest zachowana – ważne przy protezowaniu słuchu. Na rycinie 3 oraz w tabeli 2 przedstawiono typowe cechy krzywej słownej w różnych typach uszkodzeń słuchu.



Ryc. 3. Cechy audiogramów mowy w różnych typach uszkodzeń słuchu (Pruszewicz, 2000)

1 – słuch normalny, 2 – ubytek przewodzeniowy, 3 – ubytek mieszany, 4 – ubytek neurytyczny, 5 – ubytek ślimakowy, 6 – ubytek centralny, 7 – resztki słuchowe.

W uszkodzeniach *przewodnictwa* krzywa artykulacyjna jest przesunięta w prawo względem krzywej wzorcowej. Jej rozpiętość jest prawidłowa, zwykle osiąga 100% zrozumiałości. W uszkodzeniach *mieszanych* przebieg krzywej zależny jest od udziału składowej przewodnictwa i odbiorczej; krzywa może nie osiągać 100% zrozumiałości. W uszkodzeniach *neurytycznych*, zlokalizowanych pozaślimakowo, w obrębie nerwu VIII, występuje zjawisko *słyszenia rozszczepiennego*, to jest przy prawie normalnej audiometrii tonalnej występuje znaczny ubytek w audiometrii mowy. Krzywa artykulacyjna nadmiernie nachylona często nie osiąga 100% zrozumiałości, a po osiągnięciu pewnego maksimum stabilizuje się. Dla uszkodzeń *ślimakowych* charakterystyczny jest dzwonowy kształt krzywej artykulacyjnej.

Tabela 2. Cechy krzywej artykulacyjnej w różnych typach uszkodzeń słuchu

Parametr	Niedosłuch przewodzeniowy	Niedosłuch odbiorczy ślimakowy	Niedosłuch odbiorczy pozaślimakowy – neurytyczny
SDT	podwyższony	podwyższony	podwyższony
SRT	podwyższony (krzywa przesunięta w stosunku do wzorcowej)	podwyższony (nie zawsze osiągalny)	podwyższony
MCL	w normie (ok. 100% zrozumiałości)	zazwyczaj nie osiąga 100% zrozumiałości	100%

Parametr	Niedosłuch przewodzeniowy	Niedosłuch odbiorczy ślimakowy	Niedosłuch odbiorczy pozaślimakowy – neurytyczny
DS	100%	nie zawsze osiąga 50%, przy wzroście natężenia krzywa nieznacznie wzrasta, a potem maleje (*roll-over*) – krzywa dzwonowa	100%
DL	nie występuje lub bardzo mały	zawsze występuje	nie występuje
Szerokość krzywej słownej	bez zmian względem krzywej wzorcowej	znacznie zwiększona	zwiększona

Źródło: Śliwińska-Kowalska, 2005

Dla uszkodzeń *centralnych* kształt krzywej jest zbliżony do wzorcowej. W tym przypadku konwencjonalne testy artykulacyjne są nieprzydatne. Zamiast nich stosuje się specjalne zestawy testów nisko- i wysokoredundantnych, opierające się na zdolności/niezdolności pacjenta do wykorzystania informacji wynikającej z treści wypowiedzi. Gdy słuch jest uszkodzony niecentralnie, kontekst z niewielką zawartością informacji niezbyt ułatwia rozpoznanie wyrazów, kontekst redundantny zaś poprawia rozumienie treści. Gdy słuch jest uszkodzony centralnie, kontekst wypowiedzi nie może być wykorzystany. Z uwagi na ograniczoną możliwość oceny zdolności integracyjnych ośrodkowego układu nerwowego audiometria mowy jest metodą uzupełniającą. W *psychogennych* zaburzeniach słuchu obserwuje się zjawisko odwrotne do zjawiska słyszenia rozszczepiennego, to jest przy prawie normalnych wynikach audiometrii mowy występuje znaczny ubytek słuchu w audiometrii tonalnej.

4. TESTY UJAWNIAJĄCE SYMULACJĘ USZKODZEŃ SŁUCHU

Próba Stengera wykorzystywana jest do wykrywania symulacji głuchoty jednousznej. Może być wykonana za pomocą audiometrii mowy. Opiera się na fakcie, że z dwóch dźwięków o zbliżonym składzie widmowym słyszany jest tylko głośniejszy. Próba ta w audiometrii mowy przebiega następująco:

1) dla ucha zdrowego wyznacza się próg zrozumiałości SRT,

2) na oboje uszu podaje się test słowny o poziomie nieznacznie przekraczającym SRT w uchu zdrowym,

3) po stronie „głuchej" stopniowo zwiększa się poziom prezentacji.

Symulant zazwyczaj przestaje powtarzać słowa, gdy poziom po stronie „głuchej" przewyższy poziom w uchu zdrowym. Prawdziwie głuchy słyszy cały czas uchem zdrowym i powtarza prezentowane słowa.

Próba Dennerta stosowana jest do wykrywania symulacji głuchoty jednousznej. Jej podstawą jest informacja, że mowa potoczna jest słyszalna w uchu zdrowym nawet po zatkaniu go palcem. Próba przebiega następująco:

1) należy zatkać ucho „zdrowe" i sprawdzić, z jakiej odległości badany słyszy mowę (uchem „głuchym"),

2) następnie trzeba zatkać ucho „głuche" i sprawdzić, z jakiej odległości badany słyszy mowę (uchem „zdrowym").

Jeśli odległości są takie same, wówczas występuje brak symulacji, badany zawsze słyszał uchem zdrowym. Jeśli odległości są różne – badany symuluje głuchotę jednostronną.

Próba Lombarda – służy do wykrywania symulacji głuchoty jedno- i obustronnej. Oboje uszu (symulacja obuuszna) lub ucho słyszące (symulacja jednouszna) maskuje się szumem z audiometru. Badany ma głośno czytać tekst. Jednocześnie przez słuchawki badanemu podaje się szum maskujący, zwiększając stopniowo jego poziom ciśnienia akustycznego. Osoba słysząca będzie czytać z trudem i głośniej, co ocenić można słuchem lub miernikiem. Człowiek głuchy nie podnosi głosu zupełnie lub dopiero wtedy, gdy poziom sygnału maskującego przekroczy o 15–20 dB jego próg słyszenia. Próba ta jest bardzo miarodajna, gdyż podniesienie głosu przez człowieka mówiącego jest trudne do opanowania nawet dla człowieka świadomego celu badania.

5. MASKOWANIE UCHA LEPIEJ SŁYSZĄCEGO NA POTRZEBY AUDIOMETRII MOWY

Maskowanie jest procesem, w wyniku którego próg słyszalności jednego dźwięku („sygnału") wzrasta na skutek obecności innego dźwięku („dźwięku maskującego"). Miarą maskowania jest wzrost progu słyszalności sygnału w obecności dźwięku maskującego. Zwyczajowo używaną jednostką miary maskowania jest decybel (Moore, 1999).

W audiometrii mowy maskowanie wykorzystuje się między innymi, gdy może zaistnieć niepożądany przesłuch międzyuszny, czyli transmisja sygnału (ze słuchawek powietrznych lub kostnych) nadawanego do słabszego ucha, do ślimaka ucha lepiej słyszącego. Zatem, gdy progi przewodnictwa powietrznego i kostnego różnią się w obu uszach, należy zastanowić się nad koniecznością maskowania ucha lepiej słyszącego (Katz, 1994). Jeśli poziom

sygnału mowy (wyrażony w dB HL), prezentowanego do ucha badanego na drodze powietrznej przez słuchawki, przekracza o 40 dB lub więcej średni kostny próg słyszenia tonów w przeciwległym uchu, dla dwóch częstotliwości spośród 500, 1000 i 2000 Hz, dla których obserwuje się najniższy poziom słyszenia, to należy stosować maskowanie ucha niebadanego (przeciwległego) (PN-EN ISO 8253-3, 2005). W celu zamaskowania ucha lepiej słyszącego, gdy badane jest ucho słabiej słyszące, stosuje się jednoczesne maskowanie kontralateralne. **Przyjmuje się, że tłumienie międzyuszne w audiometrii mowy nie zależy od częstotliwości i wynosi 40 dB** (Katz, 1994).

Najmniejszy wymagany poziom maskowania ucha niebadanego dla przewodnictwa *powietrznego*, L_m (w dB HL lub L_m + 25 w dB SPL) oblicza się ze wzoru:

$$L_m = L_t - 40 \text{ dB} + (M_{Am} - M_{Bm}) \quad (1)$$

gdzie:

L_t – poziom mowy wyrażony jako poziom słyszenia mowy, dotyczy ucha badanego,

M_{Am} – średni progowy poziom tonu dla przewodnictwa powietrznego ucha, które powinno być maskowane, przy dwóch częstotliwościach spośród 500, 1000 i 2000 Hz, o najniższych progowych poziomach słyszenia, wyrażony jako poziom słyszenia [dB HL],

M_{Bm} – średni progowy poziom tonu dla przewodnictwa kostnego ucha, które powinno być maskowane, przy dwóch częstotliwościach spośród 500, 1000 i 2000 Hz, o najniższych progowych poziomach słyszenia, wyrażony jako poziom słyszenia [dB HL].

Rezerwa ślimakowa ($M_{Am} - M_{Bm}$) dotyczy ucha maskowanego.

Najmniejszy wymagany poziom maskowania ucha niebadanego dla przewodnictwa *kostnego*, L_{mk} (w dB HL lub L_{mk} + 25 w dB SPL) oblicza się ze wzoru 2, oznaczenia jak we wzorze 1:

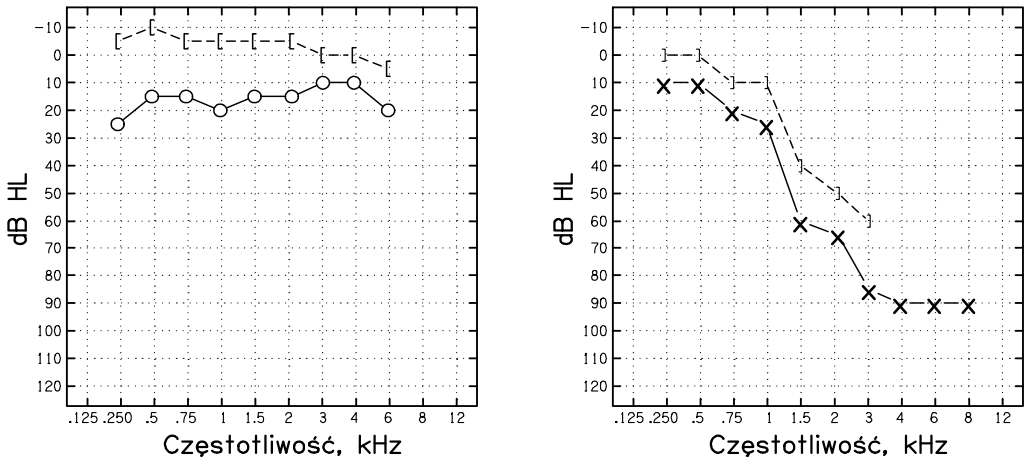
$$L_{mk} = L_t + (M_{Am} - M_{Bm}) \quad (2)$$

Przy pomiarze dla przewodnictwa kostnego najniższy wymagany poziom maskowania (L_{mk}) jest większy o 40 dB od najniższego wymaganego poziomu maskowania ucha niebadanego dla przewodnictwa powietrznego (L_m). W niektórych przypadkach, szczególnie gdy zastosowany szum maskujący nie zawiera fonemów języka polskiego, konieczne może być zwiększenie poziomu maskowania, aby uzyskać wystarczające maskowanie w uchu niepodlegającym badaniu.

Maskując ucho lepiej słyszące, dąży się do tego, aby różnica między poziomem prezentacji mowy do ucha gorzej słyszącego (badanego) a podnie-

sionym (na skutek maskowania) *progiem kostnym* w uchu lepiej słyszącym nie była większa od tłumienia międzyusznego, czyli 40 dB (Katz, 1994).

Przykład obliczania minimalnego wymaganego poziomu szumu maskującego ucho prawe, gdy audiometrią mowy badane jest ucho lewe; na rycinie 4 przedstawiono audiogramy tonalne przykładowego pacjenta.



Ryc. 4. Audiogramy tonalne przykładowego pacjenta wykorzystane do obliczenia minimalnego poziomu szumu maskującego ucho niezbadane prawe (lewa strona), gdy audiometrią mowy badane jest ucho lewe (prawa strona)

Czy zachodzi konieczność maskowania ucha prawego? Należy wyznaczyć średni progowy poziom tonu dla przewodnictwa powietrznego M_{Am} oraz średni progowy poziom tonu dla przewodnictwa kostnego M_{Bm} ucha lewego zgodnie z zasadą, że do wyliczenia M_{Am} oraz M_{Bm} wykorzystuje się dwie częstotliwości spośród 500, 1000 i 2000 Hz, o najniższych progowych poziomach słyszenia:

$$M_{Bm} = (-10_{500\,\mathrm{Hz}} + (-5_{1000\,\mathrm{Hz}})/2 = -8\ \mathrm{dB\ HL}$$
$$M_{Bm} = (-15_{500\,\mathrm{Hz}} + (-15_{2000\,\mathrm{Hz}})/2 = 15\ \mathrm{dB\ HL} \qquad (3)$$

Zakładamy wartości poziomów prezentacji mowy w badanym uchu (lewym), na przykład: 50, 60, 70, 80, 90 i 100 dB HL lub gdy audiometr dostarcza sygnał mowy z nośnika w dB SPL odpowiednio: 25, 35, 45, 55, 65, 75 dB SPL (patrz ryc. 2 i komentarz). Następnie należy sprawdzić, czy za-

chodzi konieczność maskowania ucha prawego, gdy do ucha lewego będzie prezentowany sygnał mowy o założonych poziomach. Należy zatem sprawdzić, czy różnica poziomu prezentacji mowy do ucha badanego (lewego) i średniego progowego poziomu tonu dla przewodnictwa powietrznego w uchu maskowanym (prawym) M_{Am} jest mniejsza od 40 dB odpowiadających tłumieniu międzyusznemu (brak konieczności maskowania ucha prawego) lub jest większa od 40 dB (konieczność maskowania ucha prawego) – tabela 3.

Tabela 3. Przykład sprawdzenia konieczności maskowania ucha prawego w audiometrii mowy dla pacjenta o audiogramie tonalnym przedstawionym na rycinie 4

Poziom mowy w badanym uchu (lewym) [dB HL]					
25	35	45	55	65	75
Różnica poziomu prezentacji mowy do ucha badanego (lewego) i M_{Am} w uchu maskowanym (prawym)					
25 – (–8) = 33	35 – (–8) = 43	45 – (–8) = 53	55 – (–8) = 63	65 – (–8) = 73	75 – (–8) = 83
Czy zachodzi konieczność maskowania ucha prawego?					
nie	tak	tak	tak	tak	tak

W tabeli 4 przedstawiono obliczenia minimalnego szumu maskującego ucho prawe, gdy audiometrią mowy badane jest ucho lewe, zgodnie ze wzorem 1.

Tabela 4. Przykład obliczenia minimalnego szumu maskującego ucho prawe, gdy audiometrią mowy badane jest ucho lewe dla pacjenta o audiogramie tonalnym przedstawionym na rycinie 4

Poziom mowy w badanym uchu (lewym) [dB HL]				
35	45	55	65	75
Minimalny poziom szumu maskującego ucho prawe, L_m				
L_m = 35 – 40 + (15 – (–8)) = 18 dB HL (43 dB SPL)	L_m = 45 – 40 + (15 – (–8)) = = 28 dB HL (53 dB SPL)	L_m = 55 – 40 + 15 – (–8) = = 38 dB HL (63 dB SPL)	L_m = 65 – 40 + (15 – (–8)) = = 48 dB HL (73 dB SPL)	L_m = 75 – 40 + 15 – (–8)) = = 58 dB HL (83 dB SPL)

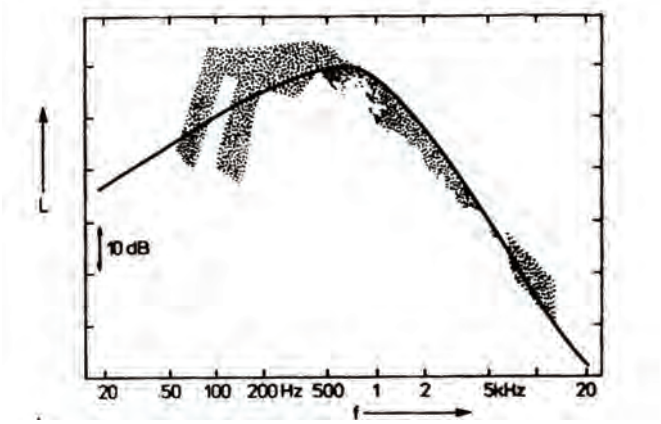
Szumy mowopodobne

Sygnał mowy jest najłatwiej maskowany przez dźwięk, którego składowe częstotliwościowe są zbliżone bądź takie same, jak składowe sygnału mowy. Szumy mowopodobne są to szumy, których struktura widmowa przypomina widmo mowy, a więc bardzo efektywnie maskują mowę (Śliwińska-Kowalska, 2005). Wśród szumów mowopodobnych wyróżniamy:

1. LTASS (*Long-term Average Speech Spectrum*) – międzynarodowe uśrednione widmo mowy (Byrne, 1997).

2. CCITT Rec. 227 – szum imitujący średnie widmo języków: angielskiego, niemieckiego, węgierskiego, szwedzkiego, rosyjskiego i włoskiego (ryc. 5).

W szumie CCITT fluktuacje czasowe amplitudy sygnału są niewielkie w przeciwieństwie do mowy żywej. Szum ten stosowany jest do kalibracji audiometru na potrzeby audiometrii mowy. Nie zawiera fonemów języka polskiego, w związku z czym nie maskuje najefektywniej mowy polskiej.



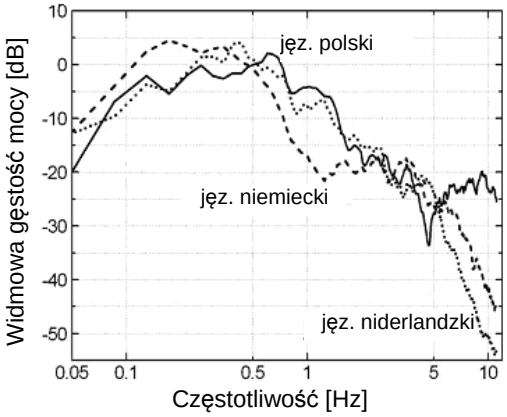
Ryc. 5. Szum CTITT – widmo (Hojan, Fastl, 1996)

3. Szum Fastla – szum CCITT zmodulowany amplitudowo pasmem szumu o częstotliwości środkowej 4 Hz, która jest średnią częstotliwością modulacji amplitudowej sygnału mowy. Jego widmo i czasowy rozkład fluktuacji głośności są podobne do widma i rozkładu głośności w sygnale mowy (Zwicker, Fastl, 1996). Szum Fastla nie zawiera fonemów języka polskiego, nie maskuje zatem najefektywniej mowy polskiej.

4. Międzynarodowy testowy sygnał mowy (*International Speech Test Signal*, ISTS) (Holube i in., 2010). Stworzono go, nagrywając głosy kobiet wypowiadających w sześciu językach (angielskim amerykańskim, arabskim, chińskim, francuskim, niemieckim i hiszpańskim) ten sam tekst. Nagranie podzielono na 500 ms segmenty, segmenty połączono. Każdy segment był wypowiadany w innym języku. Uzyskano „mowę naturalną" o cechach fizycznych odpowiadających mowie naturalnej. ISTS nie zawiera fonemów języka polskiego, nie maskuje więc najefektywniej mowy polskiej.

5. *Babble noise* – szum mowopodobny utworzony dla poszczególnych języków z nagrań wielu zdań wypowiadanych przez zawodowego spikera, dla którego dany język jest językiem ojczystym (ryc. 6). Dla języka polskiego w widmie tego szumu obserwuje się charakterystyczne maksimum w okolicy 6–7 kHz, związane z dużą zawartością głosek trących i zwarto-trących w mowie polskiej oraz dwa maksima w okolicy 700 i 1000 Hz związane z formantami samogłosek najczęściej występujących w języku polskim, to

jest „e" oraz „a" (Ozimek i in., 2009). Szum ten jest najefektywniejszym sygnałem maskującym dla języka polskiego spośród wyżej wymienionych.



Ryc. 6. Widmo szumu *babble noise* dla języka polskiego, niderlandzkiego i niemieckiego (Ozimek i in., 2009)

6. TESTY SŁOWNE (LISTY ARTYKULACYJNE) DO BADANIA SŁUCHU: PODZIAŁ, ZASTOSOWANIE, KRYTERIA STAWIANE TESTOM

Badanie słuchu audiometrią mowy jest cennym źródłem danych informujących o wielkości ubytku słuchu oraz typie schorzenia. Badanie wykonuje się za pomocą odpowiednio dobranych testów lingwistycznych. Diagnostyka słuchu na poziomie akustyczno-fizjologicznym (ucha środkowego i wewnętrznego), neurologicznym (drogi nerwowe), psychofizjologicznym i lingwistycznym wymaga specjalistycznych, zróżnicowanych testów lingwistycznych (Pruszewicz, 2000). Prawidłowo przeprowadzone badanie audiometrią słowną dostarcza wielu danych dotyczących stanu słuchu pacjenta. „Prawidłowo" odnosi się do metodyki przeprowadzenia badania i do odpowiedniego doboru list artykulacyjnych. Listy artykulacyjne powinny być reprezentatywne, wiarygodne (równoważne) i precyzyjne. Wiarygodność rezultatów wyraźnie zależy od struktury testu.

Odpowiedzi pacjenta (prawidłowa lub nieprawidłowa identyfikacja jednostek słownych) są warunkowane dwoma głównymi czynnikami lingwistycznymi:

1) fonologicznymi regułami danego języka i relacjami między fonemami tworzącymi wyraz,

2) skłonnością pacjenta do faworyzowania pewnych słów, z reguły tych najpopularniejszych w danym języku.

Oba czynniki mogą funkcjonować razem w następujący sposób: pacjent identyfikuje dwa–trzy fonemy z wyrazu, w jego indywidualnym pamięciowym słowniku semantycznym kombinacja tych fonemów tworzy trzy–cztery wyrazy. Ostatecznie najczęściej wybrany zostanie ten wyraz, który zwykle występuje w danym języku (Howes, 1957). Nawet jeśli wyraz zostanie zidentyfikowany poprawnie, istnieje duża skłonność do zamiany go na inny, powszechniej znany, co stanowi poważny problem w audiometrii mowy (Shultz, 1964). Testy słowne powinny zatem zawierać słowa powszechnie występujące w danym języku (dotyczy to szczególnie słów brzmiących podobnie). Dobór list artykulacyjnych jest ściśle uzależniony od wieku słuchacza.

Listy artykulacyjne są poddawane „różnym zabiegom językoznawczym" mającym na celu uzyskanie ich obiektywności (Lang, 2003).

Równoważność list zapewniają zrównoważenia:

– semantyczne – w listach występują wyrazy najczęściej spotykane w danym języku, na podstawie słowników frekwencyjnych,

– akustyczne – testy tworzy się w taki sposób, aby w każdym z nich znalazły się słowa należące do określonych grup akustyczno-fonetycznych,

– gramatyczne – oznacza, że materiał językowy reprezentowany jest wyłącznie przez rzeczowniki liczby pojedynczej (rzeczowniki w listach dyskryminacyjnych lub liczebniki w listach wielosylabowych),

– energetyczne – występuje, gdy użyte jednostki słowne są zbudowane z sylab równo akcentowanych,

– dynamiczne – odnosi się do nagrania list na jednakowym poziomie ciśnienia akustycznego.

Reprezentatywność list zapewniają zrównoważenia:

– fonetyczne/fonematyczne – częstość występowania poszczególnych głosek/fonemów w listach słownych jest maksymalnie zbliżona do częstości ich występowania w mowie żywej,

– strukturalne – użyte struktury samogłoskowo-spółgłoskowe (CV) są najpowszechniejsze w danym języku.

Dobór list artykulacyjnych jest uwarunkowany celem badania w zależności od tego, czy określa się jedynie ilościowe ubytki słuchu, czy diagnozuje się typ uszkodzenia i jego miejsce. Dla poszczególnych list artykulacyjnych obowiązują krzywe normowe, wyznaczane na podstawie wyników badań dużej liczby osób.

Podziałów list artykulacyjnych jest wiele (Shultz, 1964). Najprostszy z nich segreguje listy artykulacyjne ze względu na informację niesioną przez materiał językowy oraz znajomość stosowanego materiału językowego. Zrozumiałość mowy wzrasta wraz ze zwiększaniem się liczby sylab w wyrazie. Do oceny zbieżności między progiem słyszenia uzyskanym w badaniu audiometrią tonalną a progiem rozumienia mowy w audiometrii mowy stosuje się listy wysokoredundantne, to znaczy składające się z wyrazów wielosylabowych (liczebników, spondejów – wyrazów złożonych z równo akcentowanych sylab, np. *cowboy*, *ice-cream*). Zrozumiałość tych testów jest znacznie łatwiejsza niż list zawierających ograniczoną ilość informacji. Testy tego typu są również wykorzystywane w rehabilitacji słuchu. W diagnostyce ważniejsze okazują się listy niskoredundantne (dyskryminacyjne): listy jednosylabowe lub logatomowe (CVC, CVCV) (logatom – jednostka lingwistyczna pozbawiona znaczenia). Zrozumiałość tego typu jednostek jest znacznie trudniejsza. Porównując listy nisko- i wysokoredundantne, można zauważyć, że poziom, przy którym słuchacz osiągnie próg detekcji sygnału mowy (SDT), progowy poziom rozpoznawania mowy (SRT) czy progowy poziom maksymalnego rozumienia mowy (MCL) dla obu typów testów, jest różny (niższy dla list wysokoredundantnych). Różnorodność stosowanych typów list pozwala na wszechstronne ich wykorzystanie w audiologii.

Listy artykulacyjne, ze względu na znajomość stosowanego materiału językowego, dzieli się na:

1. Testy otwarte – słuchacz nie wie, jaki wyraz może pojawić się teście, podobnie jak w naturalnej komunikacji słownej. Wykorzystuje się je najczęściej do oceny rozumienia mowy; liczba wyrazów w teście 10–30, liczba list 10–15. Obowiązujące w Polsce testy NLA-93 są testami otwartymi.

2. Testy zamknięte – słuchacz jest poinformowany, które wyrazy bądź frazy mogą wchodzić w skład testu. Są one równie cenne, bo umożliwiają analizę błędnie rozpoznanych fonemów, ich rozróżniania i zapewniają wysoką dokładność badania. Listy są różnej długości.

Listy artykulacyjne muszą być opracowane dla każdego języka z osobna ze względu na charakterystyczne zależności zachodzące między głoskami w danym języku.

7. KORELACJA MIĘDZY WYNIKAMI AUDIOMETRII TONALNEJ I MOWY

Istnieją dwa bezpośrednie związki między wynikami audiometrii tonalnej a rozumieniem mowy:

1) ubytek słuchu dla mowy, określany jako różnica między SRT_p pacjenta a SRT_n osoby o słuchu prawidłowym, powinien być zgodny ze średnią wartością ubytku słuchu uzyskaną z audiometrii tonalnej dla trzech częstotliwości: 500, 1000 i 2000 Hz;

2) wskaźnik artykulacji, obliczany na podstawie wyników audiometrii tonalnej, pozwala wstępnie przewidywać zrozumiałość mowy.

Zatem, wyniki audiometrii tonalnej pozwalają wstępnie ocenić próg rozumienia mowy.

Wskaźnik artykulacji (*Articulation Index*, AI) to miara zrozumiałości mowy wyrażona jako procent zrozumianych jednostek słownych słuchanych w kontekście. Wyznacza się go ze wzoru:

$$AI = \frac{1}{30}\sum_{i=1}^{8} B_i\left(C_i - D_i\right) \tag{4}$$

gdzie:

B_i – waga częstotliwości o numerze i,

C_i – maksymalny poziom mowy [dB HL] w i-tej częstotliwości,

D_i – próg audiometryczny w i-tej częstotliwości.

Tabela 5. Przykład obliczenia wskaźnika artykulacji

Częstotliwość [Hz]	Waga pasma, B_i	Poziom mowy, C_i [dB HL]	Próg audiometryczny pacjenta, D_i [dB HL]	$C_i - D_i$*	$B_i(C_i - D_i)$
250	0,0617	51,2	20	30,0	1,851
500	0,1671	56,5	20	30,0	5,013
1000	0,1943	50,3	40	10,3	2,001
1500	0,1321	48,4	50	0,0	0,0
2000	0,1328	47,3	60	0,0	0,0
3000	0,1285	48,4	70	0,0	0,0
4000	0,1039	48,1	70	0,0	0,0
6000	0,0796	33,0	70	0,0	0,0

* Jeśli $C_i - D_i > 30$ przyjmuje się 30, gdy $C_i - D_i < 0$ przyjmuje się 0.

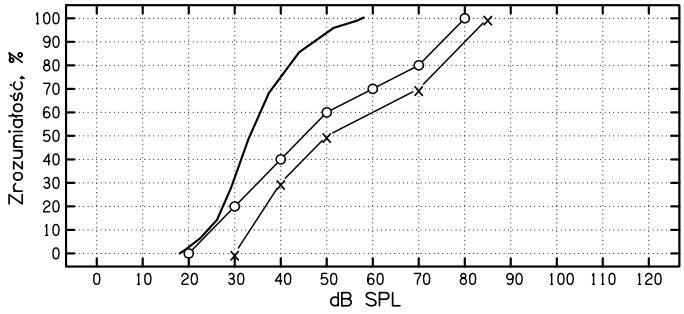
Razem: 8,865
AI = 8,865/30 = 0,3
Zrozumiałość mowy bardzo słaba

Wskaźnik artykulacji może przyjmować wartości od 0 do 1 lub od 0 do 100%. Gdy AI = 0%, żadna część widma mowy nie znajduje się powyżej progu audiometrycznego. Gdy AI = 0,6, zrozumiałość mowy jest dość dobra. Dopasowując aparat, nie można kierować się tylko wskaźnikiem artykulacji, gdyż sprawdza się on dość dobrze dla średnich ubytków słuchu i słabo dla dużych ubytków. Dzieje się tak dlatego, ponieważ współczynniki wagowe

wskaźnika artykulacji zostały wyliczone na podstawie dużego, niehomogenicznego materiału statystycznego, czyli dla „średniego pacjenta", bez podziału na typy uszkodzenia słuchu lub ich brak i wiek badanych. Największe wagi przypisano częstotliwościom od 500 do 4000 Hz, czyli pasmu mającemu największe znaczenie dla zrozumiałości mowy. Zasadniczą trudnością przy obliczaniu wskaźnika artykulacji jest wyznaczenie poziomu mowy w poszczególnych pasmach częstotliwości w dB HL. Obecnie wskaźnik artykulacji nie jest używany w praktyce protetycznej. W tabeli 5 przedstawiono przykład obliczenia wskaźnika artykulacji.

8. ZWIĄZEK MIĘDZY REZULTATAMI TESTÓW JEDNO- I WIELOSYLABOWYCH

Informacje przedstawione poniżej są istotne dla protetyka słuchu, ponieważ pozwalają określić obszary, w których pacjent najlepiej percypuje mowę.

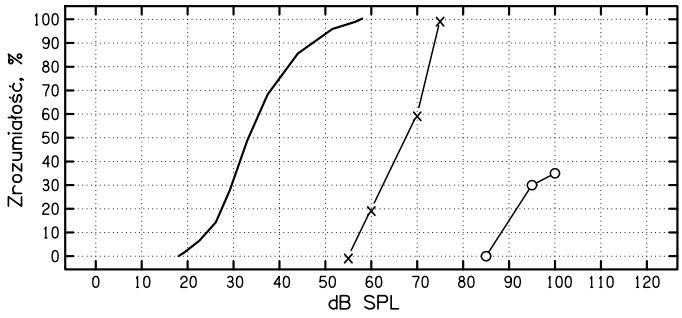


Ryc. 7. Przykładowe krzywe artykulacyjne uzyskane dla testów jednosylabowych, wykorzystane do wyznaczenia związku między rezultatami testów jedno- i wielosylabowych

Testy wielosylabowe odzwierciedlają w przybliżeniu odbiór mowy ciągłej. Związane są z testami jednosylabowymi w ten sposób, że poziom ciśnienia, przy którym osoba rozumie (prawidłowo powtarza) 60% słów jednosylabowych, odpowiada maksymalnej zrozumiałości słów wielosylabowych, co związane jest z redundancją języka. Zasada ta obowiązuje dla osób normalnie słyszących i osób z niewielkimi ubytkami słuchu (Katz, 1994). Na rycinie 7 przedstawiono przykładowe audiogramy mowy, wykonane przy użyciu testów jednosylabowych, dla ucha prawego (kółka) i ucha lewego (krzyżyki). Dla ucha prawego zrozumiałość 60-procentowa jest osiągana dla poziomu prezentacji testów jednosylabowych wynoszącego 50 dB SPL, a dla ucha lewego – 60 dB SPL. Można się zatem spodziewać, że

w teście wielosylabowym lub dla mowy ciągłej maksymalna zrozumiałość zostanie osiągnięta, gdy sygnał docierający do prawego ucha będzie mieć 50 dB SPL, a do ucha lewego 60 dB SPL.

Dla osób z dużym niedosłuchem, u których stopień poprawnie odebranych słów w teście jednosylabowym nie przekracza 60%, poziom maksymalnego rozumienia w teście wielosylabowym w przybliżeniu odpowiada poziomowi ciśnienia dźwięku, przy którym rozumienie mowy w teście jednosylabowym przyjmuje wartość o 15% mniejszą od szczytowej.



Ryc. 8. Przykładowe krzywe artykulacyjne uzyskane dla testów jednosylabowych, wykorzystane do wyznaczenia związku między rezultatami testów jedno- i wielosylabowych w przypadku poważnego problemu słuchowego w uchu prawym

Na rycinie 8 przedstawiono przykładowe audiogramy mowy, wykonane przy użyciu testów jednosylabowych, dla osoby z dużymi problemami słuchowymi w uchu prawym oraz z ubytkiem słuchu w uchu lewym. Dla ucha prawego maksymalną zrozumiałość (35%) w teście jednosylabowym osiągnięto dla poziomu prezentacji 100 dB SPL. Należy się spodziewać, że maksymalna zrozumiałość w teście wielosylabowym lub dla mowy ciągłej zostanie osiągnięta, gdy sygnał docierający do prawego ucha będzie mieć około 92 dB SPL i będzie to zrozumiałość niegwarantująca poprawnej percepcji mowy. Dla ucha lewego maksymalna zrozumiałość w teście wielosylabowym lub mowy ciągłej zostanie uzyskana dla poziomu prezentacji wynoszącego około 70 dB SPL.

9. ZMODYFIKOWANE (UTRUDNIONE) METODY AUDIOMETRII MOWY

Zadaniem testów utrudnionych (pod względem językowym i akustycznym) w audiometrii mowy jest poszerzenie diagnostyki *procesów ośrodkowego prze-*

twarzania informacji słuchowej. Większość uszkodzeń ośrodkowej części układu nerwowego nie manifestuje się ubytkami w audiometrii tonalnej. Klasyczna audiometria mowy w takich przypadkach daje często wyniki niejednoznaczne. Dopiero testy o zmniejszonej redundancji (mowa filtrowana, mowa w hałasie, mowa przyspieszona) pozwalają na potwierdzenie podejrzeń centralnych zaburzeń słuchu (Wojnowski i in., 2006a). Stosowanie testów słownych do oceny ośrodkowej percepcji mowy rozpoczęto w latach 50. XX w. Wskazano na konieczność oceny centralnych procesów przetwarzania u dzieci z zaburzeniami komunikacji, u których w badaniach audiometrycznych stwierdzano normalny słuch. Wtedy również opracowano pierwsze testy słowne jednouszne o niskiej redundancji z zastosowaniem filtru dolnoprzepustowego u chorych z uszkodzonym płatem skroniowym, stwierdzając znaczący odsetek braku rozumienia słów testu podawanego do ucha po przeciwnej stronie niż uszkodzony płat skroniowy.

Ośrodkowe zaburzenia procesów słuchowych (*Central Auditory Procesing Disorders*, CAPD) jako jednostka chorobowa zostały zdefiniowane pod koniec lat 90. XX w. Według definicji CADP (Wojnowski i in., 2006a) jest to zauważalne zaburzenie jednego lub więcej ośrodkowych mechanizmów słuchu, takich jak: lokalizacja i lateralizacja dźwięku, rozróżnianie słuchowe, rozpoznawanie cech wzorców akustycznych, czasowe aspekty słyszenia, w tym: rozróżnianie czasowe, maskowanie czasowe, integracja czasowa, porządkowanie w czasie, zdolność rozpoznawania konkurujących sygnałów akustycznych, zdolność rozpoznawania zniekształconego sygnału akustycznego.

Ośrodkowe zaburzenia procesów centralnych dotyczą pacjentów w różnym wieku, w tym osób starszych. Proces starzenia może powodować zmiany na każdym poziomie drogi słuchowej. Zmiany patologiczne związane z procesem starzenia odkryto w jądrach pnia mózgu i w strukturach korowych (Obrębowski, 2011). W wieku starszym występują też zmiany inwolucyjne układu nerwowego. Zaobserwowano, w testach obuusznych, że u ludzi praworęcznych z wiekiem obniża się słyszenie lewym uchem przy rosnącej przewadze ucha prawego – jest to bardzo ważna informacja dla protetyka słuchu. Częstość występowania ośrodkowych zaburzeń słuchu w zależności od wieku przedstawiono w tabeli 6.

Testy oceniające ośrodkową część układu słuchowego dzieli się na (Wojnowski i in., 2006a):

1) testy oceniające zaburzenia sekwencji czasowych w procesie słyszenia;

2) jednouszne testy mowy uczulonej (niskoredundancyjne) oceniające zdolność odkodowania zniekształconego materiału słownego w korowych ośrodkach słuchowych; wśród nich należy wymienić test mowy filtrowanej, słyszenie w szumie, test mowy skompresowanej;

3) obuuszne testy integracyjne oceniające dominację półkul mózgu (testy dychotyczne – bodźce dochodzące do obu uszu są różne);

4) testy elektrofizjologiczne oceniające czynność ośrodkowej części narządu słuchu (fala P 300, BERA).

Tabela 6. Częstość występowania ośrodkowych zaburzeń słuchu w populacji w zależności od wieku

Wiek	Występowanie ośrodkowych zaburzeń słuchu [%]
50–54	17
65–69	58
70–74	72
> 80	95

Źródło: Obrębowski, 2011

Testy te znalazły zastosowanie w topodiagnostyce i monitorowaniu uszkodzeń ośrodkowego układu nerwowego, diagnostyce CAPD i dyslekcji (Wojnowski i in., 2006b), pomocy w protezowaniu słuchu.

Wyczerpujący opis polskich testów utrudnionych stosowanych w audiometrii mowy można znaleźć w opracowaniu Obrębowskiego (2011).

Przy percepcji mowy bardzo ważny jest poziom szumów zakłócających mowę. Osoby normalnie słyszące są w stanie poprawnie rozpoznawać mowę, gdy SNR= – 5 dB, to znaczy gdy poziom szumu jest wyższy od poziomu mowy o 5 dB. Osoby z ubytkami odbiorczymi dla poprawnego zrozumienia mowy potrzebują znacznie wyższego odstępu sygnału mowy od szumu, dla nich SNR powinien wynosić kilkanaście lub nawet kilkadziesiąt decybeli, czyli poziom szumu zakłócającego powinien być znacznie niższy od poziomu mowy. Różnice w wartościach SNR dla osób normalnie słyszących i osób z ubytkami słuchu są związane z szerokością ich filtrów słuchowych (Śliwińska-Kowalska, 2005).

W praktyce protetycznej można łatwo wykonać pomiar rozpoznawania mowy z dźwiękiem zakłócającym (PN-EN ISO 8253-2:2005). Dźwiękiem zakłócającym mowę powinien być szum mowopodobny. Przy odsłuchu słuchawkowym dźwięk zakłócający i sygnał mowy należy podawać do tej samej słuchawki (ucha), czyli ipsilateralnie. Zalecany poziom mowy wynosi 65 dB SPL. Poziom dźwięku zakłócającego może być stały lub zmienny; jeśli jest stały, zaleca się 60 dB SPL, jeśli zmienny – powinien być zmieniany co 5 lub co 2 dB. Pomiar można prowadzić w celu wyznaczenia procentowego rozpoznawania mowy (przy jednym lub kilku SNR) lub w celu wyznaczenia SNR na progu rozpoznawania mowy.

Pomiar można wykonać również w swobodnym polu akustycznym: z wykorzystaniem jednego głośnika – głośnik z przodu słuchacza, kąt padania fali 0° stopni lub z wykorzystaniem dwóch głośników – głośniki położone symetrycznie z zachowaniem kąta padania fali 45°.

Procentowe rozpoznawanie mowy (DS) przy stałym stosunku SNR

Procedura pomiarowa:

1. Ustawić wymagany poziom mowy na sprzęcie audiometrycznym.
2. Zaznajomić badanego z pomiarem przez ustalenie niskiego poziomu sygnału zakłócającego (np. 20 dB poniżej poziomu mowy) i podanie pewnej liczby wyraźnie słyszalnych elementów testu.
3. Ustawić wymagany poziom dźwięku zakłócającego i podać pełną listę testową (wyrazową, jednosylabową). Obliczyć procent prawidłowych odpowiedzi.

Próg rozpoznawania mowy (SRT) z zastosowaniem dźwięku zakłócającego

Chcąc uzyskać wymagany SNR, można utrzymywać stały poziom mowy i zmieniać poziom szumu zakłócającego lub utrzymywać stały poziom szumu zakłócającego i zmieniać poziom prezentacji sygnału mowy.

Procedura pomiarowa:

1. Ustawić (ustalić) wymagany poziom mowy na sprzęcie audiometrycznym.
2. Zaznajomić badanego z pomiarem oraz instrukcjami.
3. Zwiększać poziom dźwięku zakłócającego co 5 dB lub z mniejszymi odstępami, podając przynajmniej dwa elementy testu (liczbowego) na każdym poziomie, aż do momentu, gdy badana osoba rozpozna nieprawidłowo jeden z elementów testu.
4. Podać cały test liczbowy przy tym samym SNR (jak w pkt 3) i zapisać liczbę poprawnych odpowiedzi.
5. Jeżeli procentowe rozpoznawanie mowy wynosi co najmniej 50%, należy zwiększać poziom dźwięku zakłócającego co 5 dB lub z mniejszymi odstępami, podając nową listę na każdym poziomie, aż do momentu, gdy procentowe rozpoznawanie mowy będzie mniejsze niż 50%.
6. Jeżeli procentowe rozpoznawanie mowy jest mniejsze niż 50%, należy zmniejszać poziom dźwięku zakłócającego co 5 dB lub z mniejszymi odstę-

pami, podając nową listę na każdym poziomie, aż do momentu, gdy procentowe rozpoznawanie mowy będzie większe niż 50%.

7. Wyznaczyć SNR przy progu rozpoznawania mowy (SRT) przez liniową interpolację najniższego poziomu, który zapewnił rozpoznawanie mowy na poziomie nieco większym niż 50% i najwyższego poziomu, który zapewnił rozpoznawanie mowy na poziomie nieco mniejszym niż 50%. Wyraża się go liczbą całkowitą.

Zysk z aparatu słuchowego testowanego sygnałem mowy

Z badaniami w swobodnym polu akustycznym związane jest wyznaczenie zysku z aparatu słuchowego testowanego sygnałem mowy. Zysk ten jest definiowany jako różnica między największym procentowym rozpoznawaniem zrównoważonego fonetycznie testu jednosylabowego, prezentowanego w swobodnym polu akustycznym, na poziomie 65 dB SPL, z głośnika oddalonego o 1 m od pacjenta, w sytuacji, gdy pacjent korzysta z aparatu słuchowego i w sytuacji, gdy pacjent nie korzysta z aparatu (Hojan, 2009). Badanie należy powtórzyć trzykrotnie w odstępach minimum dwutygodniowych. Zysk z aparatu testowanego sygnałem mowy jest dobrą, obiektywną miarą efektywności dopasowania pomocy słuchowej.

10. BADANIE MOWĄ ŻYWĄ I SZEPTEM

Badanie mową żywą i szeptem (badanie akumetryczne) należy do grupy badań jakościowych i dotyczy wyłącznie przewodnictwa powietrznego. Badanie to jest najprostszą, orientacyjną oceną stanu narządu słuchu, opartą na naturalnym sposobie porozumiewania się. Człowiek słyszy mowę żywą z odległości 20–100 m, szept zaś z odległości 6–7 m. Badanie mową żywą jest niewygodne ze względu na dużą odległość, z której może być usłyszana, a także ze względu na fakt, że w przeciwieństwie do szeptu w mowie dźwięcznej niełatwo jest utrzymać stały poziom natężenia, wysokość i barwę głosu. Dlatego badanie akumetryczne najczęściej przeprowadza się szeptem.

Metodyka badania szeptem

Metodykę badania szeptem opisano w *Metodach subiektywnego badania słuchu*. Badanie szeptem należy prowadzić na wydechu, wypowiadając słowa

pochodzące ze standardowych tablic akumetrycznych Abramowicza i Małowista (tab. 7) lub liczebniki z tablic Wankiewicza (tab. 8), zbliżając się do pacjenta tak długo, aż usłyszy wszystkie wypowiedziane słowa (Śliwińska-Kowalska, 2005).

Tabela 7. Tablice akumetryczne Abramowicza i Małowista

Lp.				Odległość, z której są słyszalne [m]
I	mur	ruch	rum	do 5
	chór	puch	no	
	on	roch	och	
II	zaś	rzecz	ssać	do 20
	sas	ciecz	sieć	
	czas	rzeź	zez	
	as	sześć	iść	
III	byt	ty		do 10
	byk	by		

Źródło: Śliwińska-Kowalska, 2005

Tabela 8. Test liczbowy Iwankiewicza badania słuchu mową

Lp.	Liczby									
I	99	88	76	65	54	47	32	29	11	7
II	44	25	14	33	62	71	57	9	86	74
III	4	92	73	36	22	17	48	60	67	53
IV	21	35	52	78	43	6	41	63	46	24
V	1	19	27	94	82	38	16	42	20	56
VI	39	3	45	51	72	84	93	80	66	26
VII	8	34	55	64	85	49	23	40	12	87
VIII	58	69	18	2	31	59	68	75	96	100
IX	98	89	71	13	37	50	61	79	83	10
X	97	70	15	90	48	73	36	24	66	21

Źródło: Śliwińska-Kowalska, 2005

Wynik badania akumetrycznego może wskazywać potencjalną lokalizację uszkodzenia słuchu. W ubytku typu przewodzeniowego występuje mała różnica między słyszalnością szeptu i mowy żywej oraz lepsza słyszalność słów o przewadze składowych wysokoczęstotliwościowych, takich jak: sufit, ściana, lipa, kieszeń, siwy. W ubytku odbiorczym słyszalność mowy żywej jest lepsza niż szeptu oraz lepsza jest słyszalność wyrazów o przewadze

składowych niskoczęstotliwościowych, takich jak: kanapa, lampa, podłoga, mama, wygoda. Gdy badany nie słyszy szeptu, a słyszy mowę głośną z kilku lub kilkunastu centymetrów, wskazuje to na ubytki mieszane lub odbiorcze (bo tak znaczne upośledzenie słuchu nie występuje przy ubytkach przewodzeniowych).

Bibliografia

Byrne D., 1997, *The speech spectrum–some aspects of its significance for hearing aid selection and comparison*, British Journal of Audiology, 11, s. 40–46.

Demenko G., Pruszewicz A., 2011, *Dokumentacja techniczna. Polski test liczbowy i słowny do badania słuchu oraz testy do treningu słuchowego*, Future Voice System, Poznań.

Dukiewicz L., Sawicka I., 1995, *Gramatyka współczesnego języka polskiego. Fonetyka i fonologia*, Instytut Języka Polskiego PAN, Kraków.

Furmann A., 2007, *Audiometria słowna. Metodyka pomiarów zgodna z polskimi normami*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, 26, 2, s. 20–22.

Harris R.W., Nielson W.S., McPherson D.L., Skarżyński H., 2004, *Psychometrically equivalent Polish bisyllabic tests*, Audiofonologia, 26, s. 1–13.

Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.

Hojan E., Fastl H., 1996, *Intelligibility of Polish and German speech for Polish audience in the presence of noise*, Archives of Acoustics, 21, s. 123–130.

Holube I., Fredelake S., Vlaming M., Kollmeier B., 2010, *Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS)*, International Journal of Audiology, 49, s. 891–903.

Howes D., 1957, *On the relation between the intelligibility and frequency occurrence of English words*, Journal of the Acoustical Society of America, 29, s. 296–305.

Jassem W., 1973, *Podstawy fonetyki akustycznej*, PAN, Warszawa.

Katz J., 1994, *Handbook of Clinical Audiology*, Wilkins & Wilkins, New York.

Lang A., 2003, *Analiza krzywych normowych w audiometrii mowy dla języka polskiego*, UAM, Poznań [pr. mag.].

Moore B.C.J., 1999, *Wprowadzenie do psychologii słyszenia*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa–Poznań.

Obrębowski A., 2011, *Wybrane zagadnienia z audiometrii mowy*, Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.

Ozimek E., Kutzner D., Sęk A., Wicher A., 2009, *Polish sentence tests for measuring the intelligibility of speech in interfering noise*, International Journal of Audiology, 48, s. 440–450.

PN-EN ISO 8253-3, grudzień 2005, *Akustyka. Metodyka pomiarów audiometrycznych. Część 3: Audiometria słowna*.

Pruszewicz A., 2000, *Zarys audiologii klinicznej*, Wydawnictwo Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.

Shultz M.C., 1964, *Word familiarity influences in speech discrimination*, Journal of Speech and Hearing Research, 7, s. 395–400.

Śliwińska-Kowalska M., 2005, *Audiologia kliniczna*, Mediton, Łódź.

Wojnowski W., Obrębowski A., Pruszewicz A., Demenko G., Wiskirska-Woźnica B., Wika T., Komar D., 2006a, *Testy utrudnione w audiometrii mowy dla języka polskiego. Część I: Przygotowanie materiału testowego*, Otolaryngologia Polska, LX, 3, s. 385–390.

Wojnowski W., Obrębowski A., Pruszewicz A., Demenko G., Wiskirska-Woźnica B., Wika T., Komar D., 2006b, *Testy utrudnione w audiometrii mowy dla języka polskiego (część II). Badania osób z prawidłowym słuchem w różnych grupach wiekowych*, Otolaryngologia Polska, LX, 4, s. 559–564.

Zwicker E., Fastl H., 1990, *Psychoacoustics. Facts and Models*, Springer-Verlag, Berlin.

JĘDRZEJ KOCIŃSKI, HONORATA HAFKE-DYS, ANNA PREIS

SUBIEKTYWNE METODY OCENY ZROZUMIAŁOŚCI MOWY

Ogólnie można przyjąć, że w badaniach zrozumiałości czy wyrazistości mowy stosuje się odpowiednie testy w zależności od tego, jaki aspekt jest w danym kontekście istotny. Należy zastanowić się, w jaki sposób liczbowo wyrazić zrozumiałość (lub wyrazistość) oraz jaką metodę zastosować do wyznaczenia takiej wielkości. Testy zrozumiałości mowy najczęściej składają się z list, w których znajduje się wiele elementów. W związku z powyższym najprostszą i najbardziej oczywistą metodą jest prezentacja słuchaczowi wybranej listy i wyznaczenie stosunku (zazwyczaj wyrażonego w procentach) elementów poprawnie zrozumianych do wszystkich zaprezentowanych elementów. Zrozumiałość (wyrazistość) wyznaczyć można wówczas z poniższego wzoru:

$$I = \frac{p}{n} \cdot 100\%,$$

gdzie:

I – zrozumiałość [%],

p – liczba poprawnych odpowiedzi,

n – liczba wszystkich elementów zaprezentowanych w danym teście (liście).

Badania takie prowadzi się dla konkretnych warunków prezentacji; po jakiejkolwiek zmianie warunków nastąpić musi ponowny pomiar zrozumiałości (wyrazistości) według opisanej powyżej procedury. Zmienną niezależną (modyfikowaną po każdym pomiarze) może być na przykład poziom sygnału mowy lub SNR (w przypadku prezentacji mowy maskowanej szu-

mem). W ten sposób można uzyskać tak zwane krzywe psychometryczne, które w tym przypadku oznaczają zależność zrozumiałości (wyrazistości) mowy od poziomu prezentowanego sygnału lub od SNR (bądź innej zmiennej niezależnej). Dodatkowym parametrem zmiennym w badaniach mogą być na przykład ustawienia aparatu słuchowego. Najczęściej z takiej krzywej wyznacza się wartość zmiennej niezależnej (np. SNR lub poziom prezentacji sygnału), dla którego zrozumiałość (wyrazistość) osiąga 50%. Wielkość tę określa się mianem progu rozumienia mowy (*speech reception threshold*, SRT). Jak można zauważyć, taka metodologia jest dokładna, choć niezwykle czasochłonna i nosi nazwę metody stałych bodźców, jako że w trakcie wyznaczania danego punktu pomiarowego żaden z parametrów bodźców nie ulega zmianie.

Z tego powodu często stosowanym udogodnieniem przyspieszającym pomiar SRT jest metoda adaptacyjna, w której bezpośrednio (bez potrzeby wyznaczenia krzywej psychometrycznej) wyznacza się SRT. W podejściu tym po każdej odpowiedzi słuchacza modyfikowany (adaptowany) jest element, który będzie prezentowany w następnej kolejności. Ogólnie można przyjąć, że po każdej prawidłowej odpowiedzi słuchacza kolejna prezentacja jest „utrudniona" (np. zmniejszony zostaje poziom ciśnienia akustycznego sygnału mowy lub zmniejszony SNR) tak, aby zwiększyć trudność w percepcji kolejnego bodźca. Natomiast po każdej nieprawidłowej odpowiedzi słuchacza kolejna prezentacja jest „ułatwiona" (np. zwiększony zostaje poziom sygnału lub zwiększony SNR). W którymś momencie takiej prezentacji dochodzi do sytuacji, kiedy zmieniany parametr osiąga wartość, przy której dla niemal każdej zmiany następuje zwrot procedury adaptacyjnej (są to tzw. punkty zwrotne). Po wyznaczeniu odpowiedniej liczby punktów zwrotnych (ustalonych w danym eksperymencie) procedura zatrzymuje się. Z ostatnich kilku punktów zwrotnych wyznacza się średnią, która z definicji jest równa SRT. Opisana metoda jest nazywana metodą adaptacyjną z procedurą 1-*up*/1-*down* i prowadzi do wyznaczenia progu 50-procentowej zrozumiałości (a więc, jak wspomniano, SRT). Istnieje wiele różnych odmian tej metody, które pozwalają na wyznaczenie innych wartości, jednakże dla celów tego opracowania zostaną one pominięte.

1. TESTY WYRAZISTOŚCI I ZROZUMIAŁOŚCI MOWY

Pojęcie „wyrazistość" odnosi się do tych elementów fonetycznych mowy, które nie mają określonego znaczenia semantycznego (np. fonemów, logatomów itd.). Pojęcie „zrozumiałość" dotyczy zaś elementów mowy wyższe-

go rzędu, mających określone znaczenie semantyczne lub zawierających określoną treść myślową (np. wyrazów, zdań). Jak wspomniano, jako miarę wyrazistości lub zrozumiałości mowy przyjmuje się stosunek liczby poprawnie odebranych elementów fonetycznych do całkowitej liczby zaprezentowanych elementów. Warto podkreślić, że w języku polskim rozróżnia się pojęcia wyrazistości i zrozumiałości, natomiast nomenklatura anglojęzyczna stosuje zazwyczaj pojęcie *speech intelligibility* niezależnie od typu użytego testu.

Testy wyrazistości i zrozumiałości mowy są wykorzystywane zarówno do analizy stanu układu słuchowego, jak i do analizy właściwości akustycznych różnych układów mechanicznych, elektrycznych czy pomieszczeń. Z tego powodu w literaturze można znaleźć wiele różnych typów testów analizujących rozmaite aspekty percepcji lub transmisji sygnału mowy. Można wymienić testy fonemowe, sylabowe, logatomowe czy liczbowe, wyrazowe, zdaniowe. Istnieją także testy stworzone do specyficznych celów, jak test rymowy wykorzystywany w akustyce wnętrz albo test CRM (*common response measure*) stosowany pierwotnie w lotnictwie wojskowym. Poniżej scharakteryzowano kilka najważniejszych ze względu na problematykę poruszaną w tej publikacji typów testów zrozumiałości mowy. Należy jednak podkreślić, że każde z zagadnień percepcji czy zrozumiałości mowy ma własne narzędzia diagnostyczne (np. w badaniach afazji często wykorzystuje się test obrazkowo-literowy, istnieją próby słuchu fonematycznego czy testy badające krótkotrwałą pamięć fonologiczną).

Warto podkreślić, że testy zazwyczaj składają się z kilku list zawierających wiele elementów. Konieczność stworzenia wielu list jest oczywista ze względu na efekt uczenia się, to znaczy prezentując test słuchaczowi, można założyć, że na jego percepcję wpływają wyższe procesy mózgowe, w tym uczenie się, co powoduje, że ponowna prezentacja takiego testu jest obciążona.

W zależności od różnych założeń, potrzeb oraz warunków wyróżnia się kilka kryteriów fonetyczno-lingwistycznych stosowanych przy układaniu testów (Pruszewicz, 2000). Najważniejsze z nich to:

1) zrównoważenie fonetyczne (lub fonemiczne) – test jest zrównoważony fonetycznie, jeżeli liczebność poszczególnych fonemów jest proporcjonalna do względnej częstości ich występowania w tekstach danego języka. W związku z powyższym test może być także obciążony fonetycznie (przeważają w nim któreś fonemy) lub wyrównany fonetycznie (częstość występowania wszystkich fonemów jest w przybliżeniu taka sama);

2) wyrównanie częstościowe wyrazów – wszystkie wyrazy powinny mieć w dobrym przybliżeniu taką samą częstość subiektywną, to znaczy wszystkie powinny być częste (znane) albo wszystkie mało znane (rzadkie).

Pruszewicz (2000) pisze, że: „Częstość subiektywna jest ważnym czynnikiem w badaniach audiometrycznych z uwagi na docenianą w psychologii mowy jej korelację z łatwością dostępu do leksykonu umysłowego. W utrudnionych warunkach słyszenia odbiorca łatwiej odbiera leksemy częste (lepiej znane) niż leksemy rzadkie (mniej znane)";

3) zrównoważenie strukturalne polega na takim doborze wyrazów, by na liście reprezentowana była pod względem częstościowym struktura wyrazów. Podobnie jak w przypadku zrównoważenia fonemicznego można tu mówić także o obciążeniu lub wyrównaniu.

Powyższe kryteria odnieść można zarówno do testów fonemowych, jak i do testów wyrazowych lub zdaniowych.

Jassem (1974) wymienia najczęściej stosowane miary percepcyjnej oceny przekazywanej mowy. Zalicza do nich:

1) wyrazistość głosek – określa w procentach poprawność odbioru w danych warunkach każdego fonemu danego języka z osobna. Badania tego typu są ważne zwłaszcza w tych przypadkach, kiedy przy bardzo dużych zakłóceniach lub zniekształceniach operuje się pewnym ograniczonym zasobem wypowiedzi;

2) wyrazistość głoskowa – opisuje ogólny udział procentowy prawidłowo odebranych fonemów. Właśnie dla badania wyrazistości głosek i wyrazistości głoskowej układa się listy logatomowe;

3) wyrazistość sylabiczna – wskazuje procentowy udział w danych warunkach prawidłowo odebranych sylab;

4) zrozumiałość wyrazowa – określa względną liczbę poprawnie odebranych wyrazów;

5) zrozumiałość zdaniowa – w takich badaniach podaje się całe zdania, które słuchacz zapisuje bądź powtarza. Używa się też czasem prostej metody zadawania pytań, na które odpowiedź może być tylko jedna (np. „Stolica Polski?").

2. TESTY WYRAZISTOŚCI MOWY

Do podstawowych testów na wyrazistość mowy należą testy fonemowe, sylabowe i logatomowe.

W testach fonemowych analizuje się wyrazistość fonematyczną, czyli rozpoznawanie poszczególnych fonemów. W testach tego typu prezentuje się pojedyncze fonemy, prosząc słuchacza o ich powtórzenie lub prezentuje się słowa, w których najważniejszą rolę pełnią konkretne fonemy (np. Zmodyfikowany Test Rymowy, *Modified Rhyme Test*; House i in., 1962) lub Diagnostyczny Test Rymowy, *Diagnostic Rhyme Test*; ANSI, 1960).

Do testów na wyrazistość należą także testy logatomowe (*logatome*, *nonsense word* lub *pseudoword*). Logatomy to pseudowyrazy zbudowane według wszystkich zasad obowiązujących w danym języku, ale niemające swojego odpowiednika leksykalnego (niemające znaczenia). Polski test tego typu został stworzony przez Brachmańskiego i Staroniewicza (1999). Testy takie zbudowane są z kilku list składających się z wielu elementów, na przykład polskie testy logatomowe podzielone są na 20 list po 300 logatomów. Każda z list jest zrównoważona fonemicznie. Oznacza to, że procentowy rozkład fonemiczny listy jest taki sam, jak w przypadku danego języka, a więc reprezentatywny. Zatem, do określenia wyrazistości wystarczy, że dla danego paradygmatu badawczego słuchacz wysłuchał jednej listy. Testy logatomowe mają tę zaletę, że do poprawnego zrozumienia danego logatomu konieczne jest zrozumienie wszystkich występujących w nim fonemów, co sprawia, że są one przydatne do oceny wyrazistości mowy z uwzględnieniem na przykład koartykulacji. Dodatkowo testy te nie są obciążone kontekstem, który mógłby powodować podwyższenie wyrazistości. Często są wykorzystywane w badaniach układów telekomunikacyjnych.

W przypadku protezowania słuchu ważnym czynnikiem jest trening słuchowy, który dodatkowo poprawia zrozumiałość. W języku polskim w tym celu stworzony został materiał do treningu słuchowego (Demenko i in., 1996). Jego zadaniem jest jak najlepsze wykorzystanie możliwości aparatu słuchowego. Materiał stanowią tu tak zwane pary minimalne (wyrazy różniące się tylko jednym fonemem), na przykład *park–kark*, mające na celu wyeksponowanie różnic brzmieniowych poszczególnych fonemów. W skład takiego testu wchodzą testy na: samogłoski ustne, dyftongi, spółgłoski nosowe, zwarte, trące, zwarto-trące, zbitki spółgłoskowe oraz wiele innych.

Za pomocą testów na wyrazistość mowy badany jest jeden z podstawowych aspektów percepcji mowy, a więc zazwyczaj percepcja fonemów. Należy jednak podkreślić, że podczas konwersacji to nie poprawna percepcja samych fonemów, choć niezwykle istotna, jest najważniejsza, ale rozumienie przekazywanej informacji. Z tego względu badanie wielu aspektów percepcji mowy nie może być uznane za pełne bez analizy jej zrozumiałości. Powstało więc wiele testów opartych na elementach mowy, które mają znaczenie semantyczne.

3. TESTY LICZBOWE

Cyfry i liczby wykorzystywane są w testach do pomiaru percepcji mowy od wielu dekad. Stosuje się je zarówno do pomiarów zrozumiałości mowy, jak

i do celów klinicznych (Pruszewicz i in., 1994) oraz do badań przesiewowych (Ozimek i in., 2009a; Smits i in., 2004).

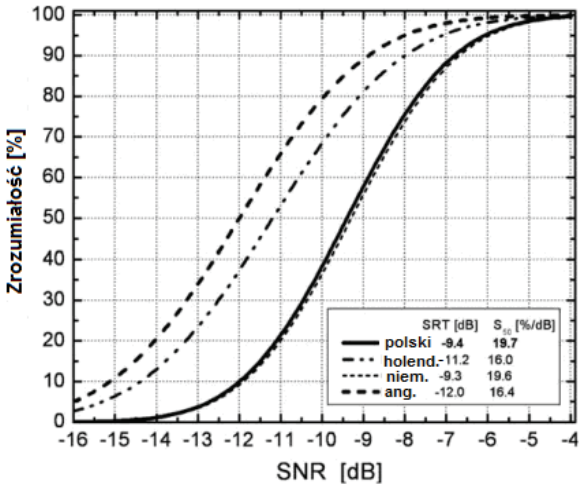
Podstawową zaletą testów liczbowych jest ich prostota. Jednakże ze względu na ograniczoność materiałową nie mogą być one zrównoważone. W audiologii istnieją testy liczbowe (liczby dwucyfrowe), które są stosowane w codziennej praktyce audiologicznej i protetycznej. Ich wartość diagnostyczna jest jednak ograniczona ze względu na użyty materiał. Testy tego typu są jednakże bardzo często wykorzystywane do badań przesiewowych.

Na szczególną uwagę zasługuje odmiana testu liczbowego opierająca się na tak zwanych trypletach cyfrowych. Zamiast, jak to klasycznie ma miejsce, prezentować słuchaczowi liczbę dwucyfrową, prezentuje się zbitkę trzech cyfr (np. 3–8–6, wymawianych jako *trzy–osiem–sześć*), a zadaniem słuchacza jest powtórzenie ich wszystkich w takiej samej kolejności. Z oczywistych względów żaden tryplet nie może składać się z dwóch lub trzech takich samych cyfr. Wykorzystanie trzech cyfr powoduje, że prawdopodobieństwo odgadnięcia trypletu jest znikomo małe, skraca się również czas trwania testu. Powoduje to, że krzywe psychometryczne stają się niezwykle strome, stąd wyznaczone w taki sposób SRT jest obarczone małym odchyleniem standardowym. W przypadku klasycznych testów liczbowych, będących do dnia dzisiejszego standardem w audiologii i protetyce słuchu, otrzymane krzywe psychometryczne mają bardzo płaskie zbocza, zatem nawet znacząca zmiana warunków odsłuchowych (zmiennej niezależnej w badaniach, np. SNR lub poziomu sygnału) nieznacznie wpływa na zmianę SRT, powodując, że wynik jest niejednoznaczny.

Dodatkowo w testach trypletowych nie występuje efekt kontekstu. Trudno jest więc nauczyć się ich na pamięć, szczególnie, jeśli prezentuje się je w losowej kolejności. Pomimo że wartość SRT dla trypletów jest nieco niższa niż dla testów zdaniowych, to jednak wyniki obu testów dobrze z sobą korelują (Smits i in., 2004). Co więcej, wykorzystanie tak prostego materiału słownego powoduje, że może on zostać zastosowany do przesiewowego badania słuchu przez Internet czy telefon. Takie rozwiązanie istnieje także w Polsce i zostało opracowane w Instytucie Akustyki Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu.

Test trypletowy, jak można zauważyć, jest złożony jedynie z dziesięciu wyrazów (od *zera* do *dziewięciu*), co niestety znacznie ogranicza jego zawartość fonematyczną i reprezentatywność dla danego języka. Brak niektórych fonemów będzie także skutkował zmianą właściwości fizycznych takiego sygnału (np. zmieni się średnie widmo), co bez wątpienia może mieć wpływ na otrzymane wyniki. Z tego powodu test trypletowy najczęściej jest stosowany jako badanie przesiewowe. Jeśli podczas tego testu okaże się, że wynik

słuchacza nie jest zgodny z wyznaczoną normą, to powinien on zostać skierowany na bardziej szczegółowe badania. Jako test przesiewowy wykorzystuje on tak zwaną metodę HINT (*hearing in noise test*), czyli test prezentowany jest na tle szumu maskującego. W tym przypadku maskerem jest szum typu *babble* (stworzony przez odpowiednie nałożenie na siebie wszystkich trypletów). Szczegółowy opis metody można znaleźć w pracy Ozimka i in. (2009a). Średnie SRT dla języka polskiego, otrzymywane dla osób z normalnym słuchem, wynosi –9,4 dB (poziom mowy jest 9,4 dB poniżej poziomu szumu), a nachylenie krzywej psychometrycznej wyznaczone w punkcie SRT (S_{50}) wynosi około 20%/dB. Na rycinie 1 przedstawiono średnie (dla całego testu trypletowego) krzywe psychometryczne dla różnych języków, podano także SRT (czyli taką wartość SNR, przy której osiągana jest 50-procentowa zrozumiałość testu). Test taki można przeprowadzać metodą stałych bodźców lub metodą adaptacyjną, wyznaczając jedynie SRT.



Ryc. 1. Porównanie uśrednionych krzywych psychometrycznych dla testu trypletowego w różnych językach (Ozimek i in., 2009a)

4. TESTY WYRAZOWE

Kolejnym typem testu jest test wyrazowy. Jego kompozycja jest analogiczna do testów opisanych powyżej, z tego względu nie będzie tu już szczegółowo omawiana. Zasadniczą różnicą jest zastosowanie wyrazów zamiast liczb czy trypletów. Taki test ma tę przewagę nad testem liczbowym, że przy odpo-

wiednim doborze wyrazów może on mieć rozkład bardzo zbliżony do rozkładu fonemicznego danego języka, co sprawia, że jest fonemicznie zrównoważony. Takiego typu test został stworzony także dla języka polskiego. Pierwsze próby podjęto już w roku 1953, kiedy to Zakrzewski i współpracownicy stworzyli polskie listy artykulacyjne (Pruszewicz, 2000). Ich wadą było użycie wielu wyrazów rzadko stosowanych oraz brak zrównoważenia semantycznego, co powodowało obarczenie ich dużym błędem przypadkowym. Kolejnym podejściem było stworzenie w latach 60. XX w. przez Taniewskiego i zespół list zawierających słowa jedno- i dwusylabowe. Na początku lat 70. XX w. Zakrzewski i współpracownicy zaproponowali nowe listy artykulacyjne z 10 listami składającymi się z 29 wyrazów jedno- i dwusylabowych zrównoważonych fonemicznie i strukturalnie, jednak zawierających słowa niemające osobnego znaczenia (np. *ze*, *we*), co stanowiło ich niewątpliwą wadę wpływającą na wyniki (Pruszewicz, 2000). Obecnie najczęściej w praktyce stosowanym standardem są opracowane przez Pruszewicza i zespół nowe listy artykulacyjne, NLA-93 (Pruszewicz, 2000).

Należy jednak podkreślić, że podobnie jak to jest w przypadku klasycznych testów liczbowych (nie zaś trypletów), krzywe psychometryczne charakteryzują się dość małym nachyleniem, a otrzymywane wyniki dla osób z normalnym słuchem – relatywnie dużym odchyleniem standardowym. Zatem, w wielu przypadkach ponownie uzyskany wynik nie może zostać uznany za jednoznaczny.

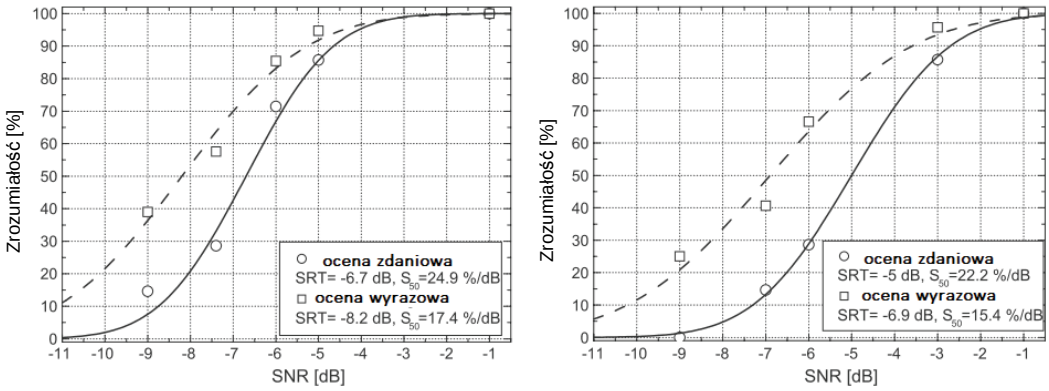
5. TESTY ZDANIOWE

Pewnym novum stało się zastosowanie jako materiału testowego zdań zamiast liczb czy pojedynczych wyrazów. Testy tego typu ogólnie można podzielić na te, które zawierają sensowne, codzienne wypowiedzi (Kollmeier, Wesselkamp, 1997; Nilsson i in., 1994; Ozimek i in., 2009b; Plomp, Mimpen, 1979; Smoorenburg, 1992; Versfeld i in., 2000) oraz te zawierające semantycznie nieprzewidywalne zdania (Hagerman, 1982; Wagener i in., 1999, 2003). Do tej pory opracowano wiele testów zdaniowych do pomiaru SRT w szumie (zdefiniowanym jako SNR wyrażony w dB, dla którego zrozumiałość mowy osiąga 50%). Zazwyczaj są one stworzone na podstawie wypowiedzi zaczerpniętych z mowy codziennej (Kollmeier, Wesselkamp, 1997; Nilsson i in., 1994; Ozimek i in., 2009b; Plomp, Mimpen, 1979; Versfeld i in., 2000). Warto podkreślić, że w wielu pracach naukowych sugeruje się, iż zrozumiałość mowy jest głównie determinowana przez SRT (Smoorenburg, 1992), ale niektórzy twierdzą, że zależy ona także od poziomu prezentacji (Hagerman, 1982), jak również od mówcy (Versfeld i in., 2000).

W porównaniu do testów wyrazowych testy zdaniowe są dokładniejszym narzędziem do pomiaru zrozumiałości mowy (Hagerman, 1982; Nilsson i in., 1994; Plomp, Mimpen, 1979; Versfeld i in., 2000; Wagener i in., 2003). Zwykle charakteryzują się bardziej stromymi krzywymi psychometrycznymi niż testy oparte na pojedynczych słowach. Co więcej, badania przy użyciu pojedynczych słów nie są odpowiednie w eksperymentach wykorzystujących fluktuujący szum jako masker (ze względu na zjawisko słuchania w dolinach; *listening in deeps*), czyli w chwilach, w których masker ma niższy poziom) lub w przypadku algorytmów o długiej stałej czasowej (np. kompresji).

Różnice między zrozumiałością całego zdania a identyfikacją pojedynczych słów zwykle są wiązane z kontekstem. Codzienne wypowiedzi zawierają dużo informacji kontekstowych, co pomaga słuchaczowi wydedukować niezrozumiałe słowa w zaprezentowanym zdaniu. Warto jednak zauważyć, że wśród autorów nie istnieje ogólna zgoda w kwestii tego, czy ten atrybut zwiększa, czy też zmniejsza zastosowanie i wiarygodność testów zdaniowych. Z jednej strony testy te odzwierciedlają naturalny proces komunikacyjny (komunikacja między ludźmi najczęściej odbywa się za pomocą zdań, a nie wyrazów), którego częścią jest kontekst, z drugiej strony zdolności poznawcze mogą nie być jednakowe u różnych osób, co powoduje dodatkową zmienność wyników. Ten aspekt eliminuje się poprzez zastosowanie testów zdaniowych semantycznie nieprzewidywalnych.

W tym miejscu należy podkreślić zasadniczą różnicę między opisanymi testami wyrazowymi a testami zdaniowymi: Każdy element testu zdaniowego (zdanie) składa się z wielu wyrazów. Jest to oczywiście truizm, natomiast konsekwencja tego faktu jest niezwykle istotna. Należy bowiem zadać pytanie, w jaki sposób oceniać zrozumiałość mowy. Czy oceniać ją holistycznie: słuchacz ma powtórzyć zaprezentowane zdanie w całości w taki sposób, iż każdy błąd (np. zmiana jednego wyrazu) powoduje, że zrozumiałość takiego zdania wynosi 0% (jest to „ocena zdaniowa" lub „ocena binarna" – albo wszystko dobrze, albo wszystko źle (Versfeld i in., 2000), albo oceniać każde zdanie na podstawie dobrze powtórzonych wyrazów („ocena słowna"), na przykład jeśli cztery na pięć wyrazów powtórzono poprawnie, to zrozumiałość zdania wynosi 80% (Kollmeier, Wesselkamp, 1997; Wagener i in., 1999, 2003). Jest to niezwykle istotny problem ze względu na otrzymywane SRT oraz nachylenie funkcji psychometrycznych, a co się z tym wiąże – na użyteczność tego testu w praktyce. Na rycinie 2 przedstawiono porównanie wyników otrzymanych dla obu metod w przypadku dwóch różnych zdań. Jak można zauważyć, ocena zdaniowa daje większe nachylenie funkcji psychometrycznej w punkcie SRT (S_{50}), czyli jest bardziej „wrażliwa" na wszelkie zmiany warunków odsłuchowych, a więc dokładniejsza.



Ryc. 2. Porównanie krzywych psychometrycznych do oceny zdaniowej i słownej na przykładzie dwóch różnych zdań (Ozimek i in., 2009b)

W języku polskim istnieją zarówno testy, w których zdania zawierają kontekst, zaczerpnięte z mowy codziennej – Polski Test Zdaniowy, PTZ (Ozimek i in., 2009b) oraz test o semantycznie nieprzewidywalnych zdaniach – Polski Test Matrycowy, PTM (Ozimek i in., 2010). Poniżej krótko scharakteryzowano oba z nich. Testy te w badaniach audiometrycznych są testami typu HINT, w których maskerem jest szum typu *babble* stworzony przez odpowiednie zsumowanie wszystkich zdań występujących w teście. Wyznaczane w nich jest SRT. Dodatkową zaletą stosowania metody zdaniowej oceny poprawności jest fakt, że do tych testów łatwo można wykorzystać metodę adaptacyjną, co znacznie przyspiesza wyznaczenie SRT.

W przypadku PTZ stworzono pierwotnie 25 list po 20 zdań. Zdania te zostały wybrane z korpusu języka polskiego zawierającego kilka milionów zdań. Kryteriami wyboru były: neutralność semantyczna, poprawność gramatyczna, liczba sylab w zdaniu (8–9), liczba sylab w wyrazie (maksymalnie 3 sylaby), długość zdania (śr. 4–6 wyrazów na zdanie). Dodatkowo PTZ charakteryzuje się niezwykle wysokim zrównoważeniem fonemicznym, a normatywne (dla osób z słuchem normalnym) wyniki dla poszczególnych list (SRT oraz nachylenie S_{50}) są niemal identyczne dla wszystkich list. W tabeli 1 przedstawiono porównanie normatywnych wyników takiego rodzaju testu w różnych językach, w których został on opracowany. W języku polskim przetestowanych zostało kilka wariantów. Obecnie dostępne są testy z listami 20-zdaniowymi oraz 13-zdaniowymi.

Tabela 1. Porównanie normatywnych wyników testu zdaniowego w różnych językach, w których został on opracowany

Lp.	Język	Masker	Metoda oceny	SRT [dB]	Średnie nachylenie [%/dB]	Lektor	Uwagi
1.	holenderski	stacjonarny szum mowopodobny	zdaniowa	–4,5	15,9	kobieta	semantycznie przewidywalne zdania
2.	holenderski	stacjonarny szum mowopodobny	zdaniowa	–3,7	17,7	mężczyzna	semantycznie przewidywalne zdania
3.	holenderski	indywidualnie kształtowany szum biały	zdaniowa	–4,1	16,3	mężczyzna i kobieta	semantycznie przewidywalne zdania
4.	niemiecki	superpozycja wyrazów jednosylabowych	wyrazowa	–6,2	19,2	mężczyzna	semantycznie przewidywalne zdania
5.	niemiecki	szum typu *babble*	wyrazowa	–7,1	17,1	mężczyzna	semantycznie nieprzewidywalne zdania, ustalona struktura gramatyczna
6.	duński	szum typu *babble*	wyrazowa	–8,4	13,2	kobieta	semantycznie nieprzewidywalne zdania, ustalona struktura gramatyczna
7.	szwedzki	szum typu *babble*	wyrazowa	–8,1	16,6	kobieta	semantycznie nieprzewidywalne zdania, ustalona struktura gramatyczna
8.	angielski (wersja amerykańska)	stacjonarny szum mowopodobny	zdaniowa	–2,9	b.d.	mężczyzna	semantycznie przewidywalne zdania, procedura adaptacyjna

Lp.	Język	Masker	Metoda oceny	SRT [dB]	Średnie nachylenie [%/dB]	Lektor	Uwagi
9.	polski	szum typu *babble*	zdaniowa	–6,1	25,6	mężczyzna	semantycznie przewidywalne zdania, 37 list po 13 zdań
10.	polski	szum typu *babble*	zdaniowa	–6,1	25,5	mężczyzna	semantycznie przewidywalne zdania, 25 list po 20 zdań
11.	polski	szum typu *babble*	wyrazowa	–7,5	20,8	mężczyzna	semantycznie przewidywalne zdania, 25 list po 20 zdań
12.	polski	stacjonarny szum mowopodobny	zdaniowa	6,7	22,5	mężczyzna	semantycznie przewidywalne zdania, 25 list po 20 zdań
13.	polski	stacjonarny szum mowopodobny	wyrazowa	7,8	18,6	mężczyzna	semantycznie przewidywalne zdania, 25 list po 20 zdań
14.	polski	szum typu *babble*	zdaniowa	–9,6	18,2	mężczyzna	semantycznie nieprzewidywalne zdania, ustalona struktura gramatyczna

Źródło: Ozimek i in., 2009b

Test ten został także z powodzeniem wykorzystany w badaniach transmisji sygnału mowy w różnych typach układów (na przykład w analizie wydajności pętli indukcyjnych jako elementu poprawiającego zrozumiałość mowy u osób z uszkodzonym słuchem czy w analizie zrozumiałości mowy w pomieszczeniach).

Polski Test Matrycowy, pomimo identycznej metodologii wyznaczania SRT, różni się znacznie od PTZ. Jego struktura jest ściśle ustalona (imię – czasownik – liczebnik – przymiotnik – rzeczownik), a w każdej kategorii jest

10 elementów. Wszystkie razem tworzą macierz 10 x 5 wyrazów (stąd nazwa testu). Cały test składa się jedynie z 50 wyrazów, z których tworzone są zdania (tab. 2). Test ten nie ma typowych list, są one tworzone niejako w czasie rzeczywistym podczas eksperymentu. Zasada działania testu jest następująca: lista tworzona jest poprzez permutacje wyrazów w każdej kolumnie, tworząc po takiej permutacji 10 zdań o określonej wyżej strukturze. W taki sposób możliwych do uzyskania jest 100 000 kombinacji (zdań). W tabeli 2 dla przykładu, pogrubioną czcionką, zaznaczono możliwe zdanie. Zaletą takiego testu jest niemal nieograniczona liczba list odsłuchowych. Oczywistą wadą natomiast jest to, że składa się on jedynie z 50 wyrazów, więc zrównoważenie fonemiczne jest znacznie gorsze niż w PTZ (należy zwrócić uwagę na przykład na fakt, że w języku polskim w przypadku przymiotników w funkcji przydawki kończą się one fonemem/χ/, co oznacza, że w teście będzie ich znacznie więcej niż w referencyjnym rozkładzie fonemicznym dla języka polskiego). Można także zastanawiać się nad efektem uczenia się, który jest istotny dla 50 wyrazów. Jednak ze względu na brak kontekstu i ocenę binarną wpływ efektu uczenia się poszczególnych wyrazów nie jest istotny.

Tabela 2. Skład wyrazowy Polskiego Testu Matrycowego

Imię	Czasownik	Liczebnik	Przymiotnik	Rzeczownik
Tomasz	nosi	pięć	dobrych	piłek
Paweł	**woli**	sześć	tanich	gazet
Adam	widzi	siedem	drogich	soków
Maciej	bierze	**osiem**	pięknych	dzwonów
Michał	daje	dziewięć	nowych	**opon**
Anna	ma	dużo	starych	stołów
Ewa	robi	sto	**białych**	klocków
Maria	kupi	tysiąc	żółtych	toreb
Zofia	wygra	wiele	czarnych	okien
Julia	sprzeda	kilka	dziwnych	koszy

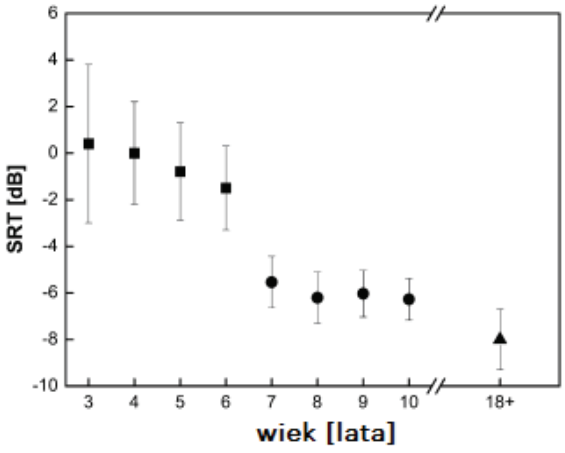
Źródło: Ozimek i in., 2010

Swego rodzaju odmianą PTM jest Polski Test Matrycowy dla Dzieci, PTMD (Ozimek i in., 2012). Co do zasady jest on identyczny z PTM, jednakże ze względu na specyficzną grupę ludzi, dla jakich został stworzony, jego struktura jest nieco inna. Składa się on jedynie z trzech kolumn (podmiot – orzeczenie – dopełnienie), a każda kolumna zawiera 16 elementów, z tym że permutacje mogą być dokonywane jedynie w grupach czteroelementowych. Dzieje się tak dlatego, że w przypadku dzieci abstrakcyjne pojęcia (np. „Kot pierze kawę") mogą wprowadzać zbyt duże obciążenie dla wyniku. Jedna

wylosowana lista składa się więc z 16 zdań. Dodatkową zaletą testu jest to, że dla najmłodszych dzieci zamiast odpowiedzi werbalnych (często trudnych do otrzymania) zastosowano obrazki. Po zaprezentowaniu danego zdania pojawia się macierz sześciu obrazków tak dobranych, by każdy z zaprezentowanych elementów zdania był reprezentowany dwukrotnie. Przykładowa macierz tych obrazków została pokazana na rycinie 3. Test ten został także zaprojektowany jako test słyszenia w szumie (HINT).



Ryc. 3. Przykładowa macierz obrazków prezentowanych do zdania „Kot podlewa ogórki" (Ozimek i in., 2012)



Ryc. 4. Normatywne wyniki dla różnych grup wiekowych w przypadku PTMD (Ozimek i in., 2012)

Chcąc jeszcze bardziej zmotywować dziecko do współpracy, po odpowiedzi pokazywany jest rysunek (niezależnie od poprawności odpowiedzi) w taki sposób, że po każdej odpowiedzi dziecka pojawiają się na nim dodatkowe elementy. W miarę badania wypełnia się on, ukazując się w całości po zakończeniu badania (po 16 zdaniach).

Na rycinie 4 przedstawiono normatywne wyniki PTMD dla różnych grup wiekowych (jak wiadomo okres dziecięcy to szybki rozwój umysłowy, stąd każda grupa wiekowa musi mieć swoją normę). Najstarsze dzieci nie muszą używać obrazków, istnieje zatem możliwość wykonania testu poprzez odpowiednie ułożenie wyrazów pokazanych na ekranie komputera.

Bibliografia

ANSI, 1960, *American standard method for measurement of monosyllabic word intelligibility*, American Standards Association, New York.

Brachmański S., Staroniewicz P., 1999, *Fonetyczna struktura materiału testowego stosowanego w subiektywnych pomiarach jakości mowy*, Speech and Language Technology, t. 3, s. 71–80.

Demenko G., Richter L., Pruszewicz A., Wika T., 1996, *Materiały do treningu słuchowego oparte na fonetyczno-akustycznych cechach języka polskiego*, Otolaryngol. Pol., 50(5), s. 536–541.

Hagerman B., 1982, *Sentences for testing speech intelligibility in noise*, Scand. Audiol., 11, s. 79–87.

House A., Williams C., Hecker M., Kryter K., 1962, *Articulation testing methods: Consonantal differentiation with a closed response set*, J. Acoust. Soc. Am., 37, s. 158–166.

Jassem W., 1974, *Mowa a nauka o łączności*, PWN, Warszawa.

Kollmeier B., Wesselkamp M., 1997, *Development and evaluation of a sentence test for objective and subjective speech intelligibility assessment*, J. Acoust. Soc. Am., 102(4), s. 1085–1099.

Nilsson M., Soli S.D., Sullivan J.A., 1994, *Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise*, J. Acoust. Soc. Am., 95, s. 1085–1099.

Ozimek E., Kutzner D., Libiszewski P., 2012, *Speech intelligibility tested by the Pediatric Matrix Sentence test in 3–6 year old children*, Speech Communication, 54, s. 1121–1131.

Ozimek E., Kutzner D., Sęk A., Wicher A., 2009a, *Development and evaluation of Polish digit triplet test for auditory screening*, Speech Communication, 51(4), s. 307–316.

Ozimek E., Kutzner D., Sęk A., Wicher A., 2009b, *Polish sentence tests for measuring the intelligibility of speech in interfering noise*, Internat. Journ. of Audiology, 48(7), s. 433–443.

Ozimek E., Warzybok A., Kutzner D., 2010, *Polish sentence matrix test for speech intelligibility measurement in noise*, Internat. Journ. of Audiology, 49(6), s. 444–454.

Plomp R., Mimpen A.M., 1979, *Improving the reliability of testing the speech reception threshold for sentences*, Audiol., 18, s. 43–53.

Pruszewicz A., 2000, *Zarys audiologii klinicznej*, Wydawnictwa Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.

Pruszewicz A., Demenko G., Richter L., Wika T., 1994 *New articulation lists for speech audiometry*. Part I and Part II [in Polish], Otolaryngol. Pol., 48, s. 50–62.

Smits C., Kapteyn T., Houtgast T., 2004, *Development and validation of an automatic speech-in-noise screening test by telephone*, Internat. Journ. of Audiology, 43, s. 15–28.

Smoorenburg G.F., 1992, *Speech reception in quiet and in noisy conditions by individuals with noise-induced hearing loss in relation to their tone audiogram*, J. Acoust. Soc. Am., 91(1), s. 421–437.

Versfeld N.J., Daalder L., Festen J.M., Houtgast T., 2000, *Method for the selection of sentence material for efficient measurement of the speech reception threshold*, J. of Acoust. Soc. of Am., 107, s. 1671–1684.

Wagener K., Brand T., Kollmeier B., 1999, *Development and evaluation of a German sentence test I–III: Design, Optimalization, and Evaluation of the Oldenburg sentence tests* [in german], Z. Audiol., 38, s. 4–15, 44–56, 86–95.

Wagener K., Josvassen J.L., Ardenkjaer R., 2003, *Design, Optimization, and Evaluation of a Danish Sentence Test in Noise*, Internat. Journ. of Audiology, 42, s. 10–17.

ANNA FURMANN

AUDIOMETRIA DZIECIĘCA

WPROWADZENIE

Audiometria dziecięca jest działem audiologii czasami nazywanej pedoaudiologią (*pedo* – z greckiego znaczy dziecko). Pedoaudiologia zajmuje się diagnostyką, leczeniem oraz rehabilitacją zaburzeń słuchu u dzieci, także związanymi z nimi upośledzeniami mowy i głosu. Audiometria dziecięca zajmuje się diagnostyką uszkodzeń słuchu, a w ramach niej: ilościowym i jakościowym określeniem ubytków słuchu, określeniem miejsca lokalizacji uszkodzenia narządu słuchu (topodiagnostyka narządu słuchu) oraz ustaleniem przyczyny zaburzeń słuchu (etiologia zaburzeń słuchu). Zadaniem audiometrii dziecięcej jest określenie, czy dziecko ma ubytek słuchu, czy nie. Jeżeli dziecko ma ubytek słuchu, należy określić, czy ubytek ten może być leczony, czy dziecko musi być protezowane lub implantowane. Ze względu na to, że słuch wpływa na cały rozwój dziecka, dziecko powinno być zdiagnozowane najszybciej jak to jest możliwe i muszą zostać poczynione odpowiednie kroki, żeby dziecko mogło się rozwijać tak, jak jego prawidłowo słyszący rówieśnicy. Pomocną rolę w rozwoju dzieci z dużymi ubytkami słuchu odgrywają zarówno surdopedagodzy (*surdus* – z łaciny oznacza głuchy), jak i surdologopedzi, którzy stosują specjalne metody nauczanie i wychowania ludzi niesłyszących oraz uczą ich poprawnej, zrozumiałej dla innych artykulacji.

1. ROLA SŁUCHU W ROZWOJU DZIECKA

Rozwój dziecka przebiega wielopłaszczyznowo. Z rozwojem motorycznym dziecka równolegle przebiega rozwój poszczególnych zmysłów: słuchu,

wzroku, dotyku, smaku i zapachu. Prawidłowe funkcjonowanie wszystkich narządów zmysłu umożliwia odbiór bodźców zewnętrznych, a co za tym idzie – pełny rozwój umysłowy i emocjonalno-społecznego.

1.1. Rozwój narządu słuchu

Narząd słuchu zaczyna rozwijać się u 20-dniowego zarodka, kiedy powstaje płytka słuchowa (Obrębowski, 2000). Pierwszy w pełni rozwinięty jest ślimak, następnie kosteczki słuchowe, małżowina uszna, a najpóźniej swoją ostateczną formę przybiera przewód słuchowy zewnętrzny. Narząd Cortiego, znajdujący się w uchu wewnętrznym, rozwija się od 12. tygodnia ciąży i już w 20. tygodniu ciąży jest w pełni rozwinięty, umożliwia płodowi odbiór dźwięków. Rozwój ślimaka postępuje od dolnej podstawy w kierunku części górnej, dzięki temu płód łatwiej reaguje na dźwięki o większej niż mniejszej częstotliwości. Ucho wewnętrzne jest w pełni ukształtowane w 9. miesiącu ciąży i ma wymiar taki, jak u osoby dorosłej. Pozwala to implantować już kilkumiesięczne dzieci, dzięki temu ich rozwój już od początku nie jest ograniczony ze względu na brak odbioru bodźców akustycznych.

Od 5. tygodnia życia zarodka zaczyna kształtować się ucho środkowe. W 24.–36. tygodniu życia płodowego ostatecznie uformowane są kosteczki słuchowe, których wzrost trwa aż do miesiąca po urodzeniu (Obrębowski, 2000). Jama bębenkowa rośnie do 10. roku życia. Błona bębenkowa formułuje się w 12. tygodniu życia płodu. Po urodzeniu ułożona jest prawie poziomo, dopiero później przybiera takie położenie, jak u osoby dorosłej (Zieliński, 2007). Trąbka słuchowa początkowo ma kształt prosty, później, około 5. roku życia, przybiera kształt pochylony (Zieliński, 2007).

W końcu 2. miesiąca życia płodowego rozwija się pierwotny przewód słuchowy zewnętrzny, w 3. miesiącu życia płodowego rozwija się wtórny przewód słuchowy zewnętrzny, a w 5. przewody te łączą się, przekształcając się w zasadniczy przewód słuchowy (Obrębowski, 2000). Zewnętrzny przewód słuchowy rośnie aż do 5. roku życia, kiedy osiąga rozmiar taki, jak u osoby dorosłej. Długość przewodu słuchowego zewnętrznego decyduje o częstotliwości rezonansowej, która z kolei wzmacnia natężenie sygnałów dochodzących do błony bębenkowej. U dziecka miesięcznego przewód słuchowy zewnętrzny ma długość 14 mm, co powoduje powstanie rezonansu (wzmocnienia sygnału) ucha otwartego przy częstotliwości 6071 Hz. Długość przewodu słuchowego zewnętrznego u osoby dorosłej wynosi 32 mm,

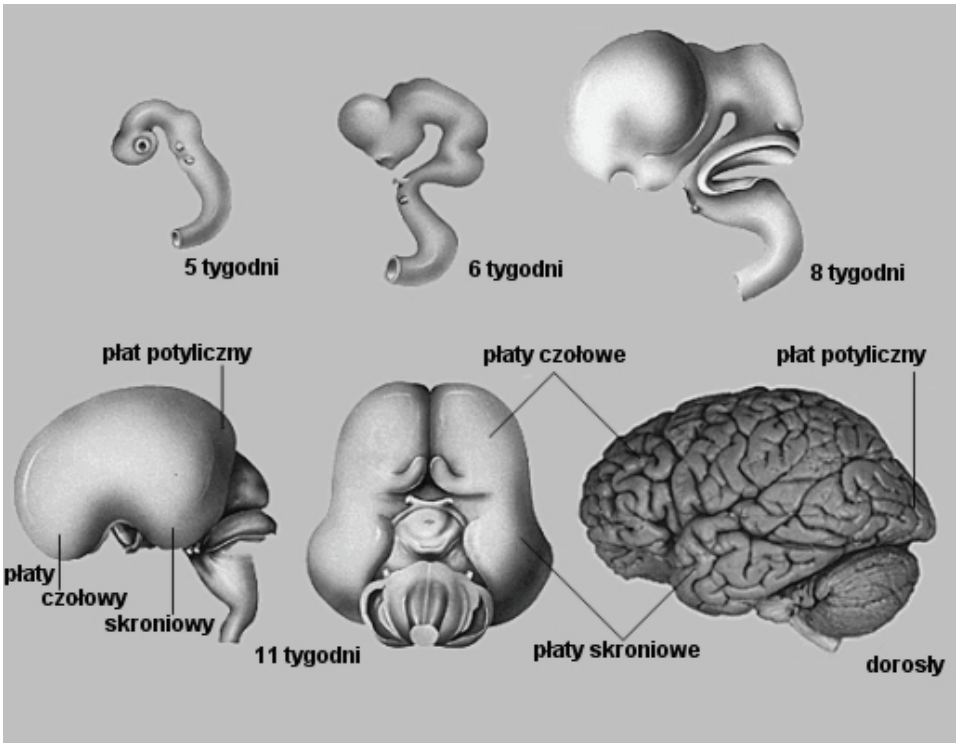
co pociąga za sobą powstanie rezonansu ucha otwartego przy częstotliwości 2700 Hz (Morcoux, 2003).

Zarys małżowiny usznej pojawia się już w 48.–51. dniu życia zarodka. Do 3. roku życia zakończone jest 85% wzrostu małżowiny usznej (Zieliński, 2007). Po 10. roku życia notuje się minimalny wzrost małżowiny usznej. Ze względu na budowę małżowina uszna zmienia się przez całe życie człowieka. Z wiekiem, kiedy mięśnie stają się mniej elastyczne, a skóra wiotczeje, można zaobserwować powiększenie się małżowiny usznej.

Droga słuchowa rozwija się równolegle z układami nerwowymi wszystkich zmysłów. Rozwój drogi słuchowej sprzężony jest z rozwojem mózgu. Początek rozwoju drogi nerwowej szacuje się na 8. tydzień życia zarodka, kiedy następuje dynamiczny rozwój neuronów. Rozwój drogi słuchowej kończy się z rozwojem tyłomózgowia, który w pełni dojrzewa w 3. roku życia.

Mózg dziecka zaczyna kształtować się już u 5-tygodniowego zarodka, wówczas końce rynienki nerwowej zwijają się do wnętrza, tworząc cewę nerwową. W ten sposób formuje się pierwsza wersja mózgu (ryc. 1) (Duch, 2013). Najwcześniej wykształcają się dolne części mózgu, między innymi rdzeń przedłużony. Właśnie tam są zlokalizowane najważniejsze dla życia ośrodki regulujące takie podstawowe funkcje ustroju, jak skurcze serca. Rozwój innych struktur, na przykład móżdżku, następuje później. W 6. tygodniu tworzą się zalążki naszych późniejszych półkul mózgowych; powstają zwoje podstawy mózgu. Wyodrębnia się błona, która w późniejszym okresie przekształca się w czaszkę. W 8. tygodniu można dopatrzyć się przyszłego rozmieszczenia poszczególnych obszarów mózgu, w tym czasie powstaje 250 tys. neuronów na minutę, które zaczynają się różnicować w zależności od przyszłej specjalizacji. Po tym okresie nagłego przyrostu neuronów następuje faza regresji w rozwoju mózgu zwana **apoptozą**. Pod koniec 8. tygodnia rozwoju, zgodnie z przyjętą terminologią, zarodek staje się płodem. W 11. tygodniu życia płodowego łatwo już rozróżnić poszczególne płaty mózgu (ryc. 1). Fragmenty mózgu wyspecjalizują się do odbioru sygnałów pochodzących od różnych zmysłów. Specjalizacja ta w 75% zakodowana jest genetycznie, 25% najważniejszych połączeń nerwowych uzależnionych jest od bodźców, które docierają do mózgu. Połączenia te zaczynają się tworzyć już w okresie płodowym i w pełni kształtują się w 15. roku życia.

Płat skroniowy, czyli obszar słuchowy ośrodkowego układu nerwowego (OUN), zaczyna się rozwijać od 20. tygodnia ciąży i osiąga poziom funkcjonalny mózgu dorosłego dopiero, gdy dziecko ma około 10 lat. Nerw słuchowy i jądro ślimakowe są w pełni rozwinięte w 6 tygodni po narodzinach.



Ryc. 1. Rozwój mózgu (Duch, 2013)

Mózg nowo narodzonego dziecka można porównać do nowo kupionego komputera wysokiej jakości, w którym mamy zapisany system operacyjny (np. *Windows*). Co jednak dokładnie będzie wykonywał nasz komputer, zależeć będzie tylko od tego, jakie programy w nim umieścimy, co w nim zapiszemy. To, jaką ostateczną formę przybierze mózg, zależy głównie od bodźców, które do niego docierają. W okresie rozwoju mózgu bywają chwile, kiedy jest on nad wyraz intensywny, jest to tak zwany okres krytyczny, w którym dana modalność jest najbardziej wrażliwa na czynniki środowiska, a plastyczność mózgu jest bardzo duża i zachodzą w nim ciągłe zmiany. Organizm ludzki w tym czasie szczególnie „oczekuje" na zróżnicowane bodźce wzrokowe, słuchowe, dotykowe, zapachowe, cieplne itp. Pozbawienie mózgu bodźców zewnętrznych powoduje powstanie deficytu w połączeniach nerwowych. Deficyt połączeń można prawie całkowicie wyrównać do 3./4. roku życia. Później jest to bardzo kłopotliwe i prawie niemożliwe. Dlatego chcąc zapewnić prawidłowy rozwój dziecka, musimy zapewnić jemu jak najlepszy rozwój zmysłów.

1.2. Konsekwencje uszkodzenia słuchu

Słuch wpływa na rozwój fizyczny, umysłowy, mowy, emocjonalny oraz na dojrzałość społeczną. Brak słuchu powoduje zaburzenie koordynacji sensoryczno-motorycznej (Szczepankowski, 1999). Osoba niesłysząca ma małą sprawność motoryczną. Ze względu na zaburzenia w ślimaku u osoby niesłyszącej mogą wystąpić zachwiania równowagi. Często zdarza się, że osoby niesłyszące pociągają nogami, gdyż nie słyszą dźwięków, które informowałyby je o tym. Kiedy słuch jest uszkodzony, funkcje słuchu w mózgu przejmuje wzrok i zmysł wibracyjno-dotykowy. Wzrok i zmysł wibracyjno-dotykowy jest efektywniej wykorzystywany przez osoby niesłyszące niż przez osoby dobrze słyszące (Szczepankowski, 1999). Przy bardzo dużych ubytkach słuchu (głuchocie) brak jest mowy wewnętrznej. Osoby te nie myślą abstrakcyjno-logicznie. Myślą głównie obrazami i symbolami. Brak słyszenia hamuje również naturalny rozwój mowy (Szczepankowski, 1999). Szczegóły na temat rozwoju mowy można znaleźć w *Elementach foniatrii i logopedii*. Zaburzenie słuchu w którymkolwiek cyklu rozwoju mowy zaburza i opóźnia rozwój mowy. Brak słuchu ogranicza rozwój słownictwa i myślenia słowno-pojęciowego, zaburza rozwój językowy i poznawczy (Szczepankowski, 1999). Osoby niesłyszące mają specyficzne dla nich cechy osobowościowe, takie jak: sztywność zachowania, egocentryzm, brak samokontroli, impulsywność, sugestywność (Szczepankowski, 1999). Można zauważyć też u nich takie zaburzenia charakteru, jak niedojrzałość, nadpobudliwość, agresywność. Brak słyszenia utrudnia i ogranicza również kontakty społeczne, szczególnie między grupą osób słyszących i niesłyszących.

1.3. Czynniki wpływające na konsekwencje uszkodzenia słuchu

Konsekwencje uszkodzenia słuchu zależą od wieku, w jakim nastąpiła jego utrata (Szczepankowski, 1999). Największe są wówczas, kiedy słuch został utracony przed rozwojem mowy (głuchota prelingwalna). Za początek rozwoju mowy uważano okres, kiedy dziecko zaczyna mówić, to znaczy 3. rok życia. Z psychologicznego punktu widzenia przyjęte jest, że mowa u dziecka rozwija się wówczas, kiedy wypowie ono pierwsze słowa, to znaczy od pierwszego roku życia. Obecnie przyjmuje się, że rozwój mowy u dziecka rozpoczyna się wówczas, kiedy dziecko zaczyna gaworzyć, czyli od 6. miesiąca życia. Z badań wynika, że dzieci urodzone z ubytkami słuchu i protezowane po 6. miesiącu życia gorzej się rozwijają niż dzieci protezowane przed tym okresem.

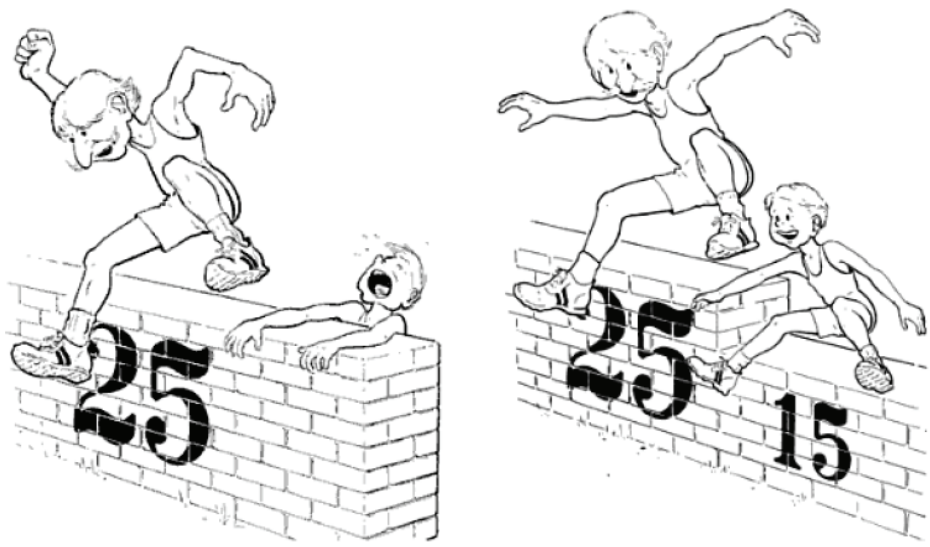
Jeżeli ubytki słuchu wystąpiły w czasie rozwoju mowy, wówczas mówimy o głuchocie perilingwalnej i wówczas ubytek słuchu może zaburzyć dalszy rozwój mowy lub nawet spowodować jego zahamowanie. Niektóre źródła za okres perilingwalny przyjmują czas do 7. roku życia, kiedy dziecko powinno wypowiadać już wszystkie słowa poprawnie. Inne źródła, neurologiczne, za koniec okresu perilingwalnego przyjmują wiek do 14. roku życia, kiedy kończy się rozwój kory słuchowej. Po tym okresie, 7. lat lub według innych źródeł 14 lat, utrata słuchu nazywana jest głuchotą postlingwalną i skutki jej wpływu na rozwój mowy są pomijalne. Dziecko, które traci słuch w okresie postlingwalnym, powinno wszystkie słowa prawidłowo wymawiać, a słownictwo jego może nadal się rozwijać ze względu na możliwość czytania.

Największy wpływ na rozwój dziecka ma utrata słuchu od urodzenia. Dzieci dotknięte głuchotą od urodzenia mogą być nieme. Jeżeli do dziecka do 3. roku życia drogą słuchową nie dotrze sygnał mowy, wówczas nauka mowy dźwięcznej będzie bardzo trudna. Jeżeli okres ten zostanie przedłużony do 7–9 lat, wówczas nauka mowy dźwięcznej będzie wręcz niemożliwa. Dziecko głuche od urodzenia powinno być implantowane najpóźniej przed ukończeniem 2. roku życia. Późniejsze implantowanie będzie wymagało długiej i żmudnej rehabilitacji, a ukończenie przez dziecko 9 lat może nie przynieść już zysku z implantowania. Im później implantuje się dziecko z głuchotą prelingwalną, tym mniejsze są jego efekty. Jeżeli implantuje się dziecko 15-letnie (po rozwoju kory mózgowej) lub starsze z głuchotą prelingwalną, to implant nie przyniesie rezultatów i dziecko najczęściej rezygnuje z jego używania. Jeżeli dziecko straciło słuch w okresie perilingwalnym, to może nastąpić zahamowanie rozwoju mowy, artykulacja staje się niewyraźna, zamazana, niemelodyjna, może też rozwinąć się wtórna niemota (Bystrzanowska, 1978). Jeżeli słuch jest tylko upośledzony, zwłaszcza w zakresie wysokich tonów, rozwijają się wtedy wady mowy (dyslalia) w postaci seplenienia, rerania itd. Dlatego u wszystkich dzieci z wadami wymowy powinno być przeprowadzone jak najbardziej wnikliwe badanie słuchu (Bystrzanowska, 1978). Jeżeli dziecko straciło słuch po rozwoju mowy, to jego mowa już się nie zmieni. Nastąpi jedynie ograniczenie słownictwa.

Rodzaj i stopień utraty słuchu również wpływają na konsekwencję utraty słuchu (Szczepankowski, 1999). Największe konsekwencje występują przy uszkodzeniu odbiorczym ze względu na to, że ze zmianą poziomu dźwięku wiąże się zmiana barwy odbieranego dźwięku, co utrudnia naukę mowy. Uszkodzenie przewodzeniowe nie wpływa na sposób mówienia dziecka, ale sprawia, że dziecko może mówić niegramatycznie, ponieważ nie słyszy końcówek fleksyjnych (Lindner, 1976). Według Światowej Organizacji

Zdrowia (World Health Organization, WHO) przyjmuje się, że osoba dorosła ma uszkodzony słuch, jeżeli średnia progu słyszalności dla czterech częstotliwości: 0,5, 1, 2 i 4 kHz w uchu lepszym przekracza 25 dB HL (raport WHO z 1997). Dla dzieci w wieku szkolnym przyjmuje się, według Clarka (Katz, 1994), że średni próg słyszalności dla częstotliwości: 0,5, 1 i 2 kHz do 15 dB HL świadczy o słuchu w normie. Dziecko takie powinno się prawidłowo rozwijać. Reguły te przedstawiono za pomocą ryciny 2.

a b



Ryc. 2. Progi słyszalności umożliwiające prawidłowe funkcjonowanie osób starszych (a) i dzieci (b) (Northern, 2002)

Oczywiście im większy ubytek słuchu, tym większe są jego konsekwencje w rozwoju dziecka. Z punktu widzenia audiologicznego przyjmuje się, że osoba jest osobą głuchą, kiedy jej średni ubytek słuchu w uchu lepszym dla czterech częstotliwości: 500, 1000 2000 i 4000 Hz przekracza 80 dB HL (WHO/PDH/97.3, 1997). W medycynie (w otologii i audiologii) często stosuje się pojęcie „głuchota całkowita" lub „głuchota częściowa", odnosząc je do wielkości ubytku słuchu. W pedagogice specjalnej 100 lat temu dla dzieci z ubytkami słuchu stosowano określenie „głuchoniemy" ze względu na to, że niesłyszące dzieci nie miały szansy nauczyć się mówić. Po drugiej wojnie światowej w pedagogice specjalnej dla dzieci z ubytkami słuchu stosowano

już takie pojęcia, jak: „dziecko głuche", „dziecko z resztkami słuchu", „dziecko niedosłyszące". W latach 80. używano tylko dwóch podziałów dzieci z ubytkami słuchu – „dziecko głuche", „dziecko niedosłyszące". **Od 1993 r. Ministerstwo Edukacji Narodowej (MEN) w odniesieniu do dzieci z ubytkami słuchu wprowadziło pojęcie „niesłyszący" i „słabosłyszący"**. Stąd w Polsce zamiast szkół dla osób głuchych istnieją (oprócz Warszawy) szkoły dla osób niesłyszących. **Z punktu widzenia pedagogicznego podział osób z ubytkami słuchu oparty jest na możliwości nawiązania z daną osobą kontaktu werbalnego** (Szczepankowski, 1999). I tak, w surdopedagogice osobą słabosłyszącą (niedosłyszącą) nazywana jest osoba, której słuch uszkodzony jest w takim stopniu, że rozumienie przez nią wypowiedzi drogą słuchową bez pomocy słuchowej lub z pomocą słuchową sprawia jej trudności, lecz jest możliwe. Według tej definicji takimi osobami są osoby na przykład z implantami słuchu, jeżeli implant daje im zysk w słyszeniu. W surdopedagogice osobą niesłyszącą (głuchą) nazywana jest osoba, u której słuch jest uszkodzony w takim stopniu, że nie może ona zrozumieć wypowiedzi drogą słuchową nawet przy użyciu pomocy słuchowej. Ta grupa osób podlega innym metodom nauczania niż osoby słabosłyszące.

Na konsekwencje uszkodzenia słuchu wpływa także fakt, czy dziecko jest protezowane, czy nie i jaki rodzaj aparatu zastosowano (więcej o protezowaniu dzieci patrz *Dopasowanie aparatów słuchowych u niemowląt i dzieci*).

Na konsekwencje uszkodzenia słuchu wpływa też umiejętność wykorzystania posiadanych resztek słuchu oraz czynnik środowiska okresu dzieciństwa, to znaczy czy rodzice byli lub są głusi i czy prowadzono rehabilitację (Szczepankowski, 1999). Ważnym czynnikiem jest także środowisko wieku szkolnego – czy nauka odbywała się w szkole dla słyszących, słabosłyszących, czy niesłyszących. Warunki rodzinne osoby z ubytkami słuchu, czyli czy osoba przebywa w otoczeniu osób słyszących, czy niesłyszących, będą decydowały o rozwoju dziecka. Ważny też jest sposób porozumiewania się z otoczeniem, to znaczy czy jest to mowa, czy język migowy. Oczywiści nie należy zapominać o cechach osobowościowych osoby z ubytkami słuchu, jej poziomie inteligencji, zdolnościach do kompensacji oraz motywacjach i możliwości w zakresie integracji. Wszystko to wpływa na konsekwencje uszkodzenia słuchu.

Brak reakcji dziecka na dźwięk i brak mowy mogą mieć różne przyczyny: głuchota pochodzenia obwodowego, afazja, głuchota psychogenna, niedorozwój umysłowy (Bystrzanowska, 1978). Protetyk słuchu może pomóc tylko dzieciom z głuchotą pochodzenia obwodowego, to znaczy z głuchotą wynikającą z organicznego uszkodzenie narządu słuchu.

Żeby prawidłowo zdiagnozować uszkodzenie słuchu u dziecka, badaniem słuchu dziecka nie może się zająć tylko audiolog. Dziecko powinno być zbadane przez pediatrę i ewentualnie przez neurologa. Badanie słuchu, jak również rehabilitacja dziecka muszą być prowadzone przez: audiologa, psychologa, pedagoga, logopedę, niekiedy także przez neurologa i psychiatrę (Bystrzanowska, 1978).

Diagnoza jest obarczona jak najmniejszym błędem, jeżeli stosowana jest zasada Jergera *cross check principle* z 1976 r.: **wyniki badania słuchu jedną z metod należy potwierdzić wynikami innego badania** oraz zasada Feldmana – *minimal set*: **do pełnego ustalenia rozpoznania jest niezbędny pewien minimalny zestaw metod badania, stosowanie tylko jednej metody może prowadzić do błędnej oceny słuchu**.

2. ROZWÓJ ZDOLNOŚCI SŁYSZENIA I SŁUCHANIA

Czym się różni słyszenie od słuchanie? **Słyszenie to proces fizjologiczny, bierny, zależny od stanu obwodowej części narządu słuchu**. **Słuchanie to proces psychiczny, aktywny, to umiejętność świadomego odbierania bodźców słuchowych (analiza, selekcja) i czerpania z nich informacji. Proces słuchania zależny jest przede wszystkim od funkcjonowania ośrodkowych struktur układu słuchowego oraz przepływu informacji między różnymi ośrodkami w mózgu. Słuchanie jest umiejętnością, która rozwija się przez całe życie człowieka.**

Słyszenie zmienia się z wiekiem w wyniku rozwoju fizycznego i fizjologicznego narządu słuchu. Rejestrując potencjały pnia mózgu u dzieci w różnym wieku, zauważono, że u 25-tygodniowego płodu dopiero bodziec o poziomie 65 dB SPL wywoływał potencjały pnia mózgu; u 30-tygodniowego płodu zapis pnia mózgu zanotowano przy pobudzeniu sygnałem o poziomie 45 dB SPL, a u 35-tygodniowego płodu już przy poziomie 10 dB SPL. Wartości typowe dla osób starszych uzyskuje się w 2. miesiącu życia.

W 20. tygodniu życia płodowego stwierdza się początki procesu słuchania. **W czasie drugiej połowy ciąży** płód ludzki może interpretować i wykorzystywać takie elementy dźwięku, jak natężenie, czas trwania i częstotliwość. **Od 6. miesiąca ciąży** płód rozpoznaje dźwięki mowy. Dźwięki i melodie słyszane w łonie matki są rozpoznawane po narodzinach.

Okres między 6. a 12. miesiącem życia to krytyczna faza dla słuchowej i artykulacyjnej organizacji układu wokalnego. Dzieci w tym wieku rozróżniają fonemy wszystkich języków. W tym czasie w mózgu dziecka tworzone

są prototypowe dźwięki, które są dla niego odniesieniem. Brak preferencji dla konkretnego języka tracony jest pod koniec pierwszego roku życia i ustępuje preferencji dla języka ojczystego. Od 8. miesiąca życia rozwija się umiejętność rozpoznawania słów.

Umiejętności słuchowe dzieci rozwijają się z wiekiem. Bezpośrednio po urodzeniu dziecko ma zdolność rozpoznawania elementów melodii i mowy, lepiej słyszy dźwięki wysokie niż niskie, nie rozróżnia dźwięków bezpośrednich od dźwięków odbijających się. Noworodek nie potrafi precyzyjnie lokalizować źródła dźwięku, przez pierwszy miesiąc musi ono znajdować się niemal dokładnie z boku, by dziecko było w stanie je znaleźć. Przy lokalizacji dźwięku noworodek posługuje się wskazówkami niesionymi przez tony wysokie.

W 4. miesiącu życia rozwój kory słuchowej umożliwia lokalizację źródło dźwięku także w ciemności, prawie tak samo precyzyjnie, jak u osoby dorosłej. W tym wieku dziecko ignoruje echo, jest zdolne do lokalizowania niskich dźwięków. W drugim półroczu życia polepsza się precyzja w lokalizowaniu dźwięków. W trzecim kwartale życia maluch potrafi odróżniać wysokie i niskie dźwięki. Około 7. miesiąca pojawia się rozpoznawanie znaczenia dźwięków, natomiast około 12. miesiąca zdolność rozumienia dwóch słów.

3. METODY BADANIA SŁUCHU DZIECI W ZALEŻNOŚCI OD WIEKU ROZWOJOWEGO

Chcąc prawidłowo zbadać słuch dziecka, musimy wiedzieć, jak w określonym wieku dziecko może zareagować na dźwięk, na jaki rodzaj dźwięku dziecko najlepiej reaguje i na jaki poziom dźwięku dziecko może zareagować w poszczególnych okresach życia.

Noworodek reaguje na dźwięk poprzez przebudzenie się ze snu, jeżeli nie śpi – to poprzez mruganie oczami, powolne otwieranie oczu lub poruszanie gałkami ocznymi. Niemowlę w wieku 3–4 miesięcy w reakcji na dźwięk może wykonać tak zwany rudymentarny (skokowy) obrót głowy w stronę źródła dźwięku, jeżeli źródło znajduje się z boku głowy dziecka. Od 4. do 7. miesiąca niemowlę potrafi już, poprzez jeden obrót głowy, zlokalizować źródło dźwięku znajdujące się z boku głowy dziecka. Od 7. do 9. miesiąca niemowlę bezpośrednio lokalizuje źródło dźwięku znajdujące się na bocznych płaszczyznach oraz niedokładnie lokalizuje kierunek dolny, z którego dobiega dźwięk. Od 9. do 13. miesiąca niemowlę lokalizuje prawidłowo stronę, z której dobiega dźwięk oraz kierunek dolny. Dziecko 13–16-miesięczne lokalizuje strony oraz niedokładnie lokalizuje kierunek górny,

z którego dobiega dźwięk. Dziecko 16–21-miesięczne dokładnie lokalizuje źródła dźwięku we wszystkich podstawowych kierunkach (z boku, z dołu, z góry). Dopiero dziecko 21–24-miesięczne uzyskuje pełną lokalizację dźwięków dochodzących pod różnymi kątami (Northern, 2002).

W tabeli 1 przedstawiono poziom różnych bodźców, na które reaguje dziecko w określonym wieku. Wynika z niej, że dziecko najlepiej (najniższe poziomy) reaguje na sygnał mowy, najgorzej (najwyższe poziomy) na czyste tony.

Tabela 1. Poziom różnych bodźców wraz z odchyleniami standardowymi (SD), na które reaguje dziecko z prawidłowym słuchem w określonym wieku

Wiek	Bodźce		
	dźwięki instrumentów [dB SPL]	ton wibrujący [dB HL]	mowa [dB HL]
0–6. tydz.	50–70	78 (SD = 6)	40–60
6. tydz.–4. m. ż.	50–60	70 (SD = 10)	47 (SD = 2)
4.–7. m.ż.	40–50	51 (SD = 9)	21 (SD = 8)
7.–9. m.ż.	30–40	45 (SD = 15)	15 (SD = 7)
9.–13. m.ż.	25–35	38 (SD = 8)	8 (SD = 7)
13.–16. m.ż.	25–35	32 (SD = 5)	5 (SD = 5)
16.–21. m.ż	25	25 (SD = 10)	5 (SD = 1)
21.–24. m.ż.	25	26 (SD = 10)	3 (SD = 10

Źródło: Katz, 1994

Rodzaj reakcji dziecka na dźwięk zależy od wieku dziecka. **Do 3. miesiąca życia występuje tak zwany etap odruchowy** (reakcja odruchowa) dziecka i taką reakcję może wywołać ton wibrujący (zmodulowany częstotliwościowo) o poziomie 90–60 dB HL. **W wieku od 4. do 5. miesiąca życia występuje etap odwrócenia uwagi**, który wywołuje bodziec o poziomie 70–40 dB HL. **W 6.–9. miesiącu życia mamy do czynienia z etapem lokalizacji źródła dźwięku –** dziecko jest w stanie zlokalizować źródło dźwięku emitujące dźwięk o poziomie 50–20 dB HL. **U dziecka rocznego czy 2-letniego reakcje mogą być już uwarunkowane** (etap uwarunkowania) i dziecko może zareagować na dźwięk o poziomie 20–10 dB HL.

Z badań wynika, że próg absolutny słyszenia zmienia się z wiekiem dziecka. Olsho i in. (1988) wyznaczyli próg słyszalności u dzieci w wieku 3, 6 i 12 miesiący. Porównali je z progiem słyszalności osób dorosłych. Badano częstotliwości w zakresie od 250 do 8000 Hz). Wykazano, że dzieci w porównaniu do osób dorosłych mają podwyższony próg słyszalności. Różnice te zmniejszają się z wiekiem dziecka, przy czym najpóźniej zrównanie występuje dla małych częstotliwości. Próg dla małych częstotliwości zrównuje

się z progiem dla dorosłych dopiero, kiedy dzieci są w wieku szkolnym. Tłumaczy się to wzrostem małżowiny usznej, przewodu słuchowego zewnętrznego i ucha środkowego. Największe różnice zanotowano między osobami dorosłymi i dziećmi w wieku 3 miesięcy – 30 dB (dla częstotliwości od 1000 do 8000 Hz). Nie stwierdzono istotnych różnic między progiem słyszalności u dzieci w wieku 6 i 12 miesięcy. Próg słyszalności u dzieci w wieku 3, 6 i 12 miesięcy dla częstotliwości 250 Hz był taki sam i był podwyższony o 20 dB w porównaniu do osób dorosłych.

Inne przeprowadzone badania (Nozza, 1984) dotyczyły możliwości spostrzegania tonów na tle szumu u dzieci w różnym wieku – od 6. do 24. miesiąca życia. U niemowląt i małych dzieci próg spostrzegania tonów na tle szumu przebiegał średnio o 10 dB wyżej niż u osób dorosłych. Dowodzi to tego, że u małych dzieci szum bardziej niż u dorosłych maskuje ton, czyli nawet szumy o małych poziomach mogą zakłócić prawidłowy odbiór dźwięku dzieciom.

Olsho (1987) badał wpływ wieku na próg dyskryminacji częstotliwości u dzieci 3- i 6-miesięcznych oraz u 12-miesiecznych i porównywał go z progiem dyskryminacji częstotliwości u osób dorosłych. Badania wykonał dla trzech częstotliwości (500, 1000 i 4000 Hz) na dwóch poziomach – 40 dB SL i 80 dB SL. Trzymiesięczne dzieci zdecydowanie gorzej spostrzegały zmiany częstotliwości przy częstotliwości wyjściowej 4000 Hz niż pozostałe dzieci i osoby dorosłe. Między dziećmi w 6. i 12. miesiącu życia nie zanotowano różnic. Dla 500 Hz i 1000 Hz nie było różnic między dziećmi, ale zdecydowanie gorzej spostrzegały one zmiany częstotliwości niż osoby dorosłe. Normy dla osób dorosłych to: do 500 Hz – 1 Hz; powyżej 500 Hz – 0,002 f (Zwicker, 1999).

Metody badania słuchu u dzieci można pogrupować w zależności od: zakresu badań (badania skriningowe – przesiewowe, badania diagnostyczne), konieczności kontaktu z pacjentem (badania obiektywne, badania subiektywne), rodzaju sygnału pobudzającego (audiometria tonalna, audiometria mowy), natężenia sygnału pobudzającego (audiometria progowa, audiometria nadprogowa), wieku dziecka i rozwoju dziecka.

Najczęściej rodzaj zastosowanego badania u dzieci determinuje wiek dziecka, który powinien wiązać się z jego rozwojem. Jeżeli rozwój dziecka jest opóźniony, wówczas należy zastosować badania z młodszych grup wiekowych. W psychologii rozwojowej wyróżniamy sześć grup wiekowych: okres prenatalny, okres okołoporodowy (noworodki – do 4. miesiąca życia), okres niemowlęcy (5.–12. miesiąc życia), okres wczesnego dzieciństwa (1.–3. rok życia), okres przedszkolny (3.–7. rok życia) oraz okres szkolny, który dzieli się na młodszy wiek szkolny (7.–12. rok życia) i wiek dorastania (12.–18. rok życia).

3.1. Badania prenatalne

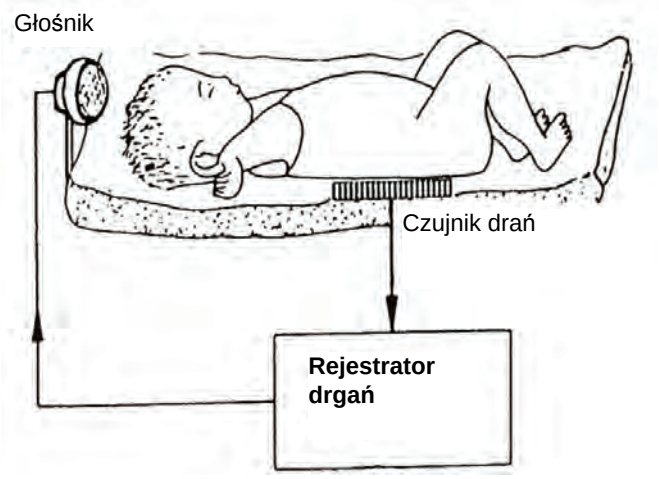
Badania w okresie prenatalnym można przeprowadzać od 30 tygodnia życia płodowego. Polegają one na podawaniu dźwięku przez głośnik i obserwacji reakcji płodu na dźwięk. Reakcję płodu można obserwować za pomocą ultrasonografu (odruch uszno-powiekowy) lub poprzez pomiar tętna płodu (Pruszewicz, 1992). Sygnałem pomiarowym jest pasmo szumu białego z częstotliwościami powyżej 800 Hz, którego poziom mieści się w zakresie 100–110 dB SPL, co ze względu na tłumienie przez wody płodowe daje w przestrzeni wewnątrzmacicznej poziom 80–90 dB SPL dochodzący do płodu. Niskie częstotliwości (poniżej 800 Hz) należy odfiltrować z szumu ze względu na możliwość pobudzenia fałd brzucha do wibracji. Badacze wykazali, że reakcja płodu w tym wieku zmienia się bardzo znacznie w zależności od stanu czujności, jaką przejawia płód, warunków badania i cech indywidualnych (czy dziecko jest pobudliwe, czy flegmatyczne). Stwierdzono, że ocena prenatalna jest możliwa, lecz jej rezultaty powinny być przyjmowane z dużą ostrożnością. Badania tego typu stanowią przedmiot zainteresowania fizjologów, natomiast ich znaczenie praktyczne wydaje się znikome.

3.2. Badania w okresie okołoporodowym (noworodki – do 4. miesiąca życia)

Badania w okresie okołoporodowym oparte są na sprawdzaniu reakcji dziecka na dźwięk – audiometria behawioralna (*Behavioral Observation Audiometry*, BOA). Reakcja dziecka na bodziec akustyczny w tym wieku może wywoływać odruch bezwarunkowy – audiometria odruchowa (*Auropalpebral Reflex*, APR), taki jak odruch uszno-powiekowy lub odruch Moro (odruch przestrachu – wyprostowanie kończyn dolnych i górnych). Może też powodować pogłębienie oddechu i budzenie się z płytkiego snu lub może pokazywać, że dziecko wsłuchuje się w dźwięk, co objawia się przerywaniem płaczu lub ssania, odwracaniem gałek ocznych. Do badania odruchu bezwarunkowego może służyć szum wąskopasmowy, oktawowy, o poziomie 80–100 dB SPL. Dźwięk podawany jest z głośnika, a osoba badająca sprawdza, czy u dziecka wystąpił odruch bezwarunkowy.

Innym sposobem badania słuchu dziecka w tym wieku jest rejestracja ruchu dziecka po podaniu sygnału akustycznego (*Auditory Response Cradle*, ARC) (Löwe, 1994). Dziecko podczas badania znajduje się w łóżeczku, w którym pod materacem zainstalowany jest czujnik ruchu (ryc. 3). W ba-

daniu tym przez głośnik podaje się pasmo oktawowe szumu białego (2–4 kHz) o czasie trwania 1 s i poziomie 92 dB SPL. W badaniu rejestruje się aktywność dziecka 12 s przed i 4 s po podaniu sygnału. Reakcje ruchowe, które można uznać za znaczące, pojawiają się w czasie około 2,5 s po zadziałaniu bodźca. Takich rejestracji wykonuje się 20 i na ich podstawie ocenia się stan słuchu dziecka.



Ryc. 3. Badanie słuchu na podstawie rejestracji ruchu dziecka (Löwe, 1994)

Audiometria oparta na odruchu bezwarunkowym (APR), a także na ruchu dziecka (ARC) jest badaniem skriningowym, które sprawdza się tylko u dzieci z dużymi obuusznymi ubytkami słuchu. Jeżeli ubytek jest jednouszny, reakcja dziecka będzie wynikać ze stanu ucha lepszego.

Audiometria behawioralna (*Behavioral Observation Audiometry*, BOA), oparta na obserwacji reakcji dziecka na bodziec akustyczny, pozwala nie tylko sprawdzić, czy dziecko słyszy, ale też wyznaczyć jego próg słyszalności. Odruch bezwarunkowy, wywołany u dzieci poprzez pobudzenie dźwiękiem nie jest miarą progu słyszenia. Jest to reakcja na bodźce nadprogowe. Madell (2008) uważa jednak, że związana z odbiorem dźwięku odpowiedź w postaci zaprzestania lub wznowienia ssania jest rejestrowana już na progu słyszalności. Niektóre niemowlęta w wyniku reakcji na dźwięk będą zaprzestawać ssania, inne je rozpoczną. Obserwacja ssania może być wykorzystana do wyznaczenia progu słyszalności u dzieci w wieku do 6. miesiąca życia. Wyznaczając próg słyszalności u dzieci w tym wieku, można stosować takie głoski, jak: „ba" (odpowiada 500 Hz), „sz" (2000 Hz), „s" (3000–4000 Hz). Można również stosować tony wibrujące (zmodulowane częstotliwościowo)

lub szumy wąskopasmowe. Próg słyszalności jest wyznaczany na podstawie obserwacji zachowania dziecka, przerywania lub wznawiania ssania. Zachowanie dziecka rejestruje kamera. Połączenie obrazu z dźwiękiem pozwala wyznaczyć próg słyszalności dziecka. Dźwięk podawany jest przez słuchawki wewnątrzuszne, dlatego istnieje możliwość zbadania każdego ucha oddzielnie. Badając dzieci w tym wieku, na początku badamy tylko dwie częstotliwości – 500 Hz i 2000 Hz **(**Madell, 2008). W zależności od przewidywanego rodzaju ubytku zaczynamy od 500 Hz – ubytek odbiorczy lub 2000 Hz – ubytek przewodzeniowy. Jeżeli progi słyszalności dla 500 Hz i 2000 Hz są takie same, nie wykonujemy pomiaru dla 1000 Hz; jest mało prawdopodobne, żeby w tym przypadku próg dla 1000 Hz był inny niż dla 500 Hz i 2000 Hz. Jeżeli progi dla 500 Hz i 2000 Hz znacznie różnią się między sobą (różnica przynajmniej 20 dB), wówczas badanie wykonujemy także dla częstotliwości 1000 Hz. Jeżeli dla 500 Hz i 2000 Hz słuch jest prawidłowy, robimy pomiar dla 4000 Hz.

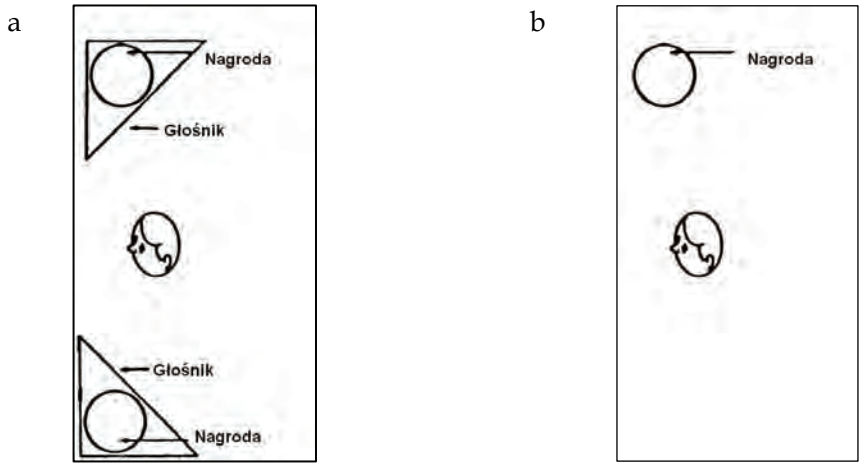
3.3. Badania w okresie niemowlęcym (5.–12. miesiąc życia)

Od 5. do 12. miesiąca życia dziecko coraz lepiej potrafi lokalizować źródło dźwięku. W okresie tym do oceny stanu słuchu dziecka można wykorzystać badania skriningowe (BOEL-test i test Ewinga) oraz badanie diagnostyczne oparte na uwarunkowanej audiometrii behawioralnej (VRA).

Zarówno w teście BOEL, jak i Ewinga dziecko lokalizuje źródło dźwięku, obracając głowę w jego kierunku. Test BOEL powstał w latach 70. ubiegłego wieku w Szwecji. Jego nazwa jest akronimem pochodzącym od szwedzkich słów: *Blicken Orienterar Efter Ljud*, co w języku polskim oznacza: „spojrzenie kierujące się w stronę dźwięku". Test ten został stworzony przez Szwedkę Karin Stensland-Junker (Löwe, 1994) i jest przeznaczony dla dzieci w wieku **7–9 miesięcy**. Polega na tym, że osoba badająca dziecko na serdecznych palcach ma zawieszone po jednym dzwoneczku, którymi porusza. Ręce osoby badającej umieszczone są po obu stronach głowy siedzącego dziecka, w odległości 20 cm od głowy. Poruszane dzwoneczki generują dźwięk o częstotliwości 4–12,5 kHz i poziomie 45 dB SPL. Jeżeli dziecko odwróci się (skieruje wzrok) w stronę dzwoneczka, pozytywnie przechodzi ten test.

Test Ewinga stworzyło angielskie małżeństwo Irene i Alexander Ewing (Löwe, 1994), którzy pracowali na Uniwersytecie w Manchesterze w Anglii (Departament Audiology, Education of the Deaf, and Speech Pathology). Test Ewinga przeznaczony jest do badania dzieci w wieku **7–18 miesięcy**.

W badaniu wykorzystuje się wykalibrowane instrumenty muzyczne lub generatory generujące dźwięki o określonej częstotliwości i określonym poziomie. Podczas badanie metodą Ewinga oprócz osoby badającej potrzebny jest asystent skupiający wzrok dziecka na wprost. Osoba badająca dziecko znajduje się za dzieckiem w odległości 1 m od niego i generuje dźwięki z obu stron dziecka. Jeżeli dziecko odwróci głowę w stronę źródła dźwięku, przechodzi pozytywnie test. Test ten był modyfikowany przez wielu badaczy w odniesieniu do poziomu, jak też częstotliwości emitowanego dźwięku. Przyjmuje się, że jeżeli dziecko reaguje na dźwięki o poziomie 30 dBA z odległości 1 m, to jego słuch jest prawidłowy (Löwe, 1994).



Ryc. 4. Schemat układu pomiarowego stosowanego w pomiarach metodą COR (a) i metodą VRA (b)

Dziecko łatwiej będzie reagowało na dźwięk, jeżeli jego reakcje będą uwarunkowane. Autorami audiometrii uwarunkowanej bodźcem wzrokowym są Suzuki i Ogiba (1960) (Madell, 2008). Ich metoda, nazywana audiometrią uwarunkowaną (*Conditioning Orienting Response Audiometry*, COR), polega na tym, że dźwięki podawane są z głośników znajdujących się po obu stronach głowy dziecka. Jeżeli dziecko usłyszało dźwięk, wówczas obraca głowę w stronę głośnika, z którego pochodzi dźwięk i dostaje za to nagrodę w postaci podświetlanej zabawki. Z badań wynika, że jeżeli dziecko jest nagradzane za swoją reakcję, to chętniej i skuteczniej współpracuje podczas badania. Metoda COR nie znalazła jednak zastosowania diagnostycznego, gdyż dziecko w takich warunkach badawczych reagowało tylko uchem lepszym. W 1969 r. Liden i Kankkunen *Conditioning Orienting Respon-*

se Audiometry zastąpili nazwą *Visual Reinforcement Audiometry* (VRA), podkreślając, że uwarunkowanie reakcji dziecka powiązane jest z bodźcem wzrokowym (Madell, 2008). W metodzie VRA, podobnie jak w metodzie COR, reakcja dziecka na bodziec akustyczny nagradzana jest bodźcem wzrokowym. Różnica między metodami polega na tym, że w metodzie COR nagroda pojawiała się zawsze przy głośniku, z którego emitowano dźwięk (ryc. 4a), a w metodzie VRA nagroda zawsze pojawia się w tym samym miejscu (ryc. 4b).

Metodę VRA można stosować już od 5. miesiąca życia, jeżeli dziecko potrafi odwrócić głowę w stronę nagrody. Badanie metodą VRA polecane jest do 36 miesiąca życia, dla starszych dzieci takie badanie może być nudne. Badanie VRA składa się z dwóch części. Pierwsza część nazywana jest treningiem lub uwarunkowaniem, druga testem. Żeby dziecko uwarunkować, początkowo podaje się jednocześnie dźwięk o poziomie powyżej progu słyszalności (może to być fragment muzyki) i bodziec wzrokowy, którym może być poruszająca się zabawka lub scenka z filmu. Dziecko słyszy dźwięk i widzi obraz (poruszającą się scenkę). Kiedy dziecko przyzwyczai się, że słyszany dźwięk skojarzony jest ze scenką, wówczas zawsze po usłyszeniu dźwięku będzie poszukiwało wzrokiem miejsca, gdzie jest podawana „nagroda". Ze względu na to, że „nagroda" wzrokowa zawsze pokazuje się w tym samym miejscu, dziecko po usłyszeniu dźwięku szuka nagrody, obracając głowę w jej kierunku. Nagroda powinna pojawiać się na wysokości oczu dziecka w takim miejscu, aby dziecko mogło wykonać ruch głową o kąt 90° (Madell, 2008) i powinna być interesująca dla dziecka. Dziecko podczas jednej wizyty jest w stanie zareagować maksymalnie 30–40 razy, dlatego badanie musi przebiegać sprawnie. W metodzie VRA dźwięk może być podawany z jednego głośnika lub przez słuchawki na przewodnictwo powietrzne albo przez słuchawki na przewodnictwo kostne. W badaniach najczęściej stosuje się szumy wąskopasmowe lub dźwięki wibrujące. Badanie przede wszystkim przeprowadza się dla częstotliwości 500 Hz i 2000 Hz, zaczynając, w zależności od przypuszczalnego rodzaju ubytku słuchu, od częstotliwości, dla której spodziewamy się mniejszego ubytku słuchu (Madell, 2008). Jeżeli progi słyszalności dla tych obu częstotliwości nie różnią się od siebie o 20 dB i więcej, wykonujemy badanie dla 4 kHz, pomijając 1 kHz. Wyznaczając próg słyszalności, zaczynamy od wartości nadprogowych i zmniejszamy poziom dźwięku co 10 dB, aż zniknie reakcja dziecka. Następnie poziom dźwięku zwiększamy co 5 dB, aż do przywrócenia reakcji na dźwięk. Badając słuch metodą VRA u dzieci z prawidłowym słuchem, otrzymamy różne wartości w zależności od wieku dziecka (tab. 2).

Tabela 2. Progi słyszalności uzyskane dla dzieci prawidłowo słyszących z zastosowaniem metody VRA

Wiek dziecka	Próg słyszalności [dB HL]
6.–11. m. ż.	25
13.–17. m. ż.	20
18.–23. m. ż.	15
24.–29. m. ż.	10

Źródło: Katz, 1994

3.4. Badania w okresie wczesnego dzieciństwa (1.–3. rok życia)

W okresie wczesnego dzieciństwa oprócz metody VRA można zastosować metody badań, które w reakcji na słyszany dźwięk wymagają działania dziecka. Kiedy dziecko jest w wieku 18–24 miesięcy, wówczas można oczekiwać od niego, że reagując na dźwięk, przyciśnie przycisk informujący osobę badającą, że go usłyszało. Chcąc wzmocnić u dziecka reakcję na dźwięk, w nagrodę za działanie może pojawić się scenka – ruchoma „nagroda" i wówczas mówimy o badaniu VROCA (*Visual Reinforcement Operant Conditioning Audiometry*) lub dziecko może być nagrodzone w sposób namacalny (dostaje cukierki czy inne łakocie) – metoda TROCA (*Tangible Reinforcement Operant Conditioning Audiometry*).

U starszych dzieci, powyżej 2. roku życia, można przeprowadzić badania słuchu w formie zabawy (uwarunkowana audiometria zabawowa – *Conditioned Play Audiometry*, CPA). Dziecko, kiedy usłyszy dźwięk, wykonuje proste czynności zabawowe (np. nakładanie krążków na pręt, wrzucanie klocków do pojemnika). Dziecko początkowo uczy się, jaką czynność ma wykonać na „hasło" dźwięk. Kiedy dziecko zrozumie ideę badania, wówczas badanie zaczynamy od wartości nadprogowych i schodzimy do wartości progowych, zmniejszając poziom dźwięku co 10 dB, a następnie zwiększając co 5 dB. Progiem słyszalności jest najmniejsza wartość, przy której dziecko wykonuje daną czynność zabawową. Kiedy reakcje dziecka podczas badania zaczynają być niepowtarzalne (dziecko się nudzi podczas badanie), wówczas należy zmienić rodzaj zabawy. Sukces stosowania audiometrii zabawowej uwarunkowanej zależy od wieku dziecka. U dzieci poniżej 2. roku życia rzadko udaje się zbadać dziecko za pomocą tej metody (tylko 2% dzieci w tym wieku poddaje się takim badaniom). Z kolei wszystkie dzieci 3,5-letnie prawidłowo rozwinięte powinny dać się zbadać taką metodą

(tab. 3). Powyżej 5. roku życia badanie audiometrią zabawową może być dla dzieci nieinteresujące.

Tabela 3. Sukces stosowania audiometrii zabawowej uwarunkowany wiekiem dziecka

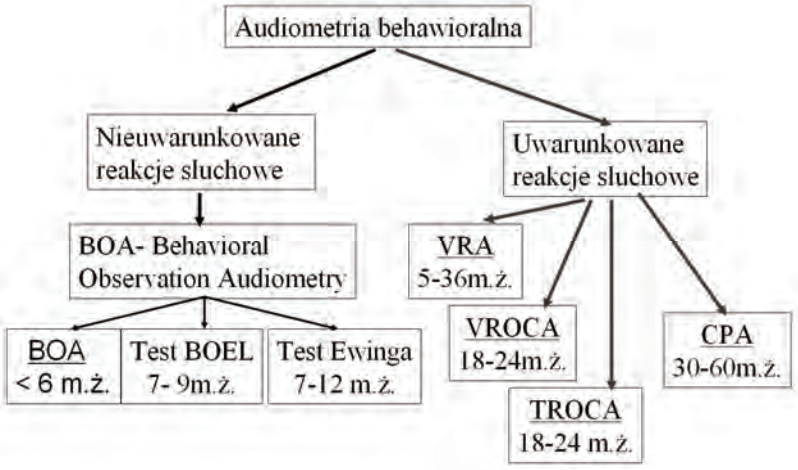
Wiek dziecka	Sukces stosowania [%]
do 24. m. ż.	2
24.–29. m. ż.	70
30.–35. m. ż.	90
36.–41. m. ż.	96
42.–60. m. ż.	100

Źródło: Katz, 1994

Uwarunkowaną audiometrie zabawową można stosować u dzieci nie tylko ze średnimi, ale także z dużymi ubytkami słuchu. W drugim przypadku istnieje jednak inna technika uwarunkowania reakcji dziecka na dźwięk. Ze względu na to, że dziecko z dużymi ubytkami słuchu może nie wiedzieć, co to jest dźwięk lub też my nie wiemy, jaki poziom dźwięku należy podać, żeby wywołać reakcję dziecka, ale nie przekroczyć jego progu dyskomfortu, dlatego w celu uwarunkowania dziecka na bodźce akustyczne w tym przypadku stosuje się słuchawkę na przewodnictwo kostne (Lindner, 1976). Dziecko przykłada trzy palce do słuchawki na przewodnictwo kostne, trzymanej przez osobę badającą. Sygnał generowany przez słuchawkę na przewodnictwo kostne odbierany jest przez dziecko w postaci odczucia drgań. Najlepiej jest podawać dźwięk o częstotliwości 250 Hz lub 500 Hz, gdyż jest on najbardziej zbliżony do częstotliwości, dla której jesteśmy szczególnie wrażliwi na odbiór drgań (200 Hz). Początkowo podajemy największe poziomy dźwięku, ucząc dziecko reakcji. Następnie zmniejszamy poziom sygnału, ucząc dziecko reakcji na najmniejsze bodźce. Taka metoda uwarunkowania dziecka na bodziec akustyczny jest bezpieczna, gdyż nie wywoła u niego odczucia bólu. Kiedy dziecko zostanie już uwarunkowane na odbiór wibracji, wówczas zakładamy słuchawkę na przewodnictwo kostne na głowę dziecka i sprawdzamy, czy dziecko prawidłowo reaguje na odbiór najniższych częstotliwości 250 Hz (dziecko z dużym ubytkiem słuchu dla tej częstotliwości nadal może odbierać głównie wibracje). Po prawidłowej reakcji dziecka możemy przystąpić do wyznaczania progu na przewodnictwo powietrzne, zaczynając badanie od najniższych częstotliwości (250 Hz).

Na rycinie 5 przedstawiono behawioralne metody badania słuchu w zależności od wieku dziecka i faktu, czy dane badanie było, czy nie było uwa-

runkowane. Oprócz testu BOEL i testu Ewinga wszystkie pozostałe metody mogą być diagnostycznymi metodami badań słuchu.



Ryc. 5. Podział behawioralnych metod badań słuchu w zależności od wieku dziecka i faktu, czy dane badanie jest, czy też nie jest uwarunkowane

3.5. Badania w okresie przedszkolnym (3.–7. rok życia)

W okresie przedszkolnym do badania słuchu dzieci zazwyczaj stosuje się uwarunkowaną audiometrię zabawową. Można też wykorzystać audiometrię mowy, ale tylko wówczas, kiedy dziecko ma opanowaną mowę. Audiometria mowy może być stosowana tylko u dzieci niedosłyszących, rozumiejących mowę. Powinna mieć formę zrozumiałą dla dziecka (przystosowaną do wieku dziecka), interesującą i trwać krótko. Zakres słownictwa dziecka zmienia się z jego wiekiem, dlatego dobór słów w testach słownych i sposób reakcji dziecka muszą to uwzględniać. Żeby testy słowne były obiektywne (każda lista słowna dawała takie same wyniki), powinny być jednorodne i reprezentatywne. Test jednorodny to test zrównoważony (akustycznie, semantycznie, gramatycznie, energetycznie), a test reprezentatywny to test zrównoważony fonematycznie i strukturalnie. W testach słownych powinny występować słowa najczęściej używane w danej grupie językowej i wiekowej (zrównoważenie semantyczne) oraz słowa, w których występują fonemy najczęściej spotykane w danym języku (zrównoważenie fonema-

tyczne). Niestety testy, które dotychczas stworzono dla dzieci, nie spełniają warunków jednorodności i reprezentatywności.

Dzieci małe, to znaczy od 3 do 5 lat, nie powtórzą usłyszanego słowa, ale mogą pokazać to, co usłyszały. Dlatego dla najmłodszej grupy dzieci tworzy się testy „pokaż to, co słyszysz", a dla starszej grupy „powtórz, co usłyszałeś". W latach 60. ubiegłego wieku Borkowska i Urbańska stworzyły test obrazkowy (poleceniowy) polegający na tym, że dziecko miało pokazać na obrazku rzecz, przedmiot, zabawkę wymienioną przez osobę badającą, na przykład pokaż misia, pokaż auto itp. (Lindner, 1976). Test ten nie jest zrównoważony fonematycznie, nadaje się do badania małych dzieci powyżej 3. roku życia. Jest testem przesiewowym pozwalającym sprawdzić, czy dziecko słyszy i rozumie słowa. W tym samym czasie powstały testy Kuglera, które w grupie małych dzieci (3–5 lat) polegały na pokazywaniu – „pokaż, co słyszysz" (przykładowa lista: zając, talerz, lody, świeca, zeszyt, słońce), a u dzieci starszych (6–12 lat) powtarzaniu tego, co dziecko usłyszało (przykładowa lista: głowa, burza, droga, papier, zima, ludzie, łóżko, szkoła, pokój, strona) (Obrębowski, 2011). Testy Kuglera nie są zrównoważone semantycznie. Kolejno powstawały listy artykulacyjne Szmeji, Pruszewicza i Dutkiewicza (1963) dla dzieci szkolnych (8–15 lat) (przykładowa lista: kot, pnie, dał, szczur, Jan, bzy, wiem, lew, co, gaz) (Obrębowski, 2011) oraz listy Zakrzewskiego, Pruszewicza i Kubzdeli (1971) (przykładowa lista: ta, nuda, że, coś, puszcza, chce, nosy, są, zegar, ciemnia, zjem, kiedy, go, motor, ni, oko, pływak, wir, dziwny, je, bóle, kwaśny, nit, stare, bo, lewo, ja, mój, szeptał) (Obrębowski, 2011). Były one zrównoważone fonematycznie, ale nie były zrównoważone gramatycznie.

Tabela 4. Przykładowe listy zdaniowe Iwankiewicza z 1963 r.

Grupa wiekowa 5–7 lat Test poleceniowy	Grupa wiekowa 8–15 lat Test pytaniowy
1. Pokaż język!	1. Jak się nazywasz?
2. Dotknij palcem nosa!	2. Co jest większe, mucha czy lokomotywa?
3. Weź misia do ręki!	3. Ile jest: jeden dodać jeden?
4. Który ołówek jest większy?	4. Czy jadłeś śniadanie?
5. Daj mi tę zabawkę!	5. Ile masz lat?
6. Weź do ręki trąbkę!	6. W jakim mieście jesteś teraz?
7. Gdzie leżą kredki?	7. Co jest teraz, dzień czy noc?
8. Weź cukierek!	8. Czy masz czapkę na głowie?
9. Podaj mi książeczkę!	9. Czy cukier jest słodki?
10. Pokaż palcem ucho!	10. Jaka jest kreda, biała czy czarna?

Źródło: Obrębowski, 2011

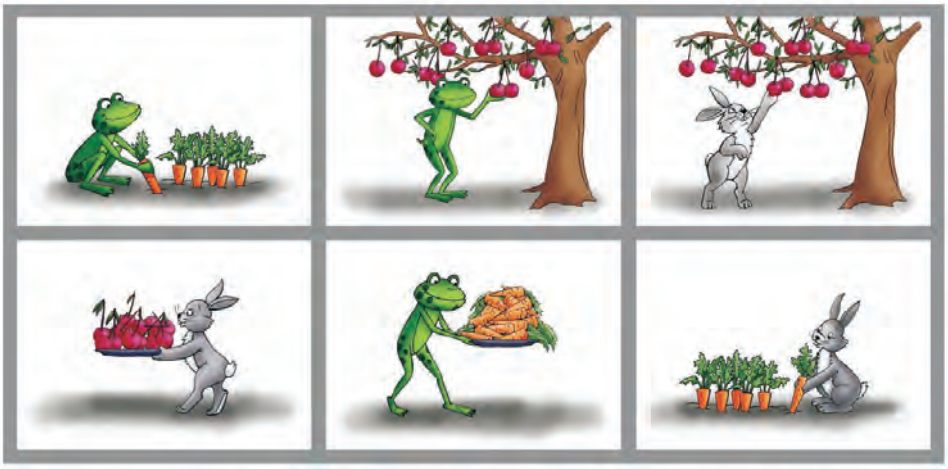
W latach 60. powstały także listy zdaniowe oddzielnie dla dzieci młodszych (test poleceniowy) i dzieci starszych (test pytaniowy) (Obrębowski, 2011). Miały one jedynie wartość badań przesiewowych, to znaczy określały, czy dziecko słyszy i rozumie mowę (tab. 4).

Współcześnie podejmowane są próby stworzenia testów słownych dla dzieci, które byłyby reprezentatywne i jednorodne. Do takich testów należy Polski Pediatryczny Test Zdaniowy (PPTZ), powstały w Instytucie Akustyki UAM w Poznaniu w 2010 r., którego autorami są Ozimek, Libiszewski i Kutzner (Ozimek, 2010). Test PPTZ bada zrozumiałość mowy na tle szumu i jest przeznaczony dla dzieci powyżej 6. roku życia. Składa się z 256 zdań zrównoważonych fonematycznie, statystycznie oraz energetycznie. Przy tworzeniu tego testu korzystano ze słownika frekwencyjnego dzieci w wieku przedszkolnym z 1987 r., stworzonego przez Bułczyńską i Zgółkową (Ozimek, 2010). Ze słownika frekwencyjnego wyselekcjonowano słowa najczęściej używane przez dzieci w wieku przedszkolnym i na tej podstawie stworzono macierz wyrazów (16 wierszy i 3 kolumny – tab. 5). W poszczegól-

Tabela 5. Macierz 48 wyrazów stanowiącą podstawę leksykalną testu PPTZ, gdzie 4^3 perm. oznacza liczbę zdań możliwych do stworzenia na podstawie tych wyrazów (tzn. 64 zdania)

4^3 perm.	babcia	maluje	dom
	chłopiec	ogląda	pałac
	dziecko	otwiera	samochód
	strażak	rysuje	szafę
4^3 perm.	kot	je	marchewki
	miś	niesie	ogórki
	zając	podlewa	truskawki
	żaba	zrywa	wisienki
4^3 perm.	dziadek	nosi	koszulę
	dziewczyna	pierze	płaszcz
	mama	prasuje	spodnie
	tata	wiesza	sweter
4^3 perm.	król	ma	herbatę
	królewna	miesza	kawę
	pani	nalewa	mleko
	żołnierz	pije	wodę

Źródło: Ozimek, 2010



Ryc. 6. Panel graficzny odpowiedzi prezentowany do zdania „Zając zrywa marchewki" (Ozimek, 2010)

nych kolumnach macierzy umieszczono rzeczowniki (podmiot zdania – pierwsza kolumna), czasowniki (orzeczenie – druga kolumna) oraz rzeczowniki (dopełnienie – trzecia kolumna). Zdanie testowe tworzone jest poprzez losowe permutacje wyrazów z poszczególnych kolumn. Wyrazy w macierzy podzielono na cztery grupy logiczne i w ramach tego tworzone są zdania. Do tak utworzonych zdań przyporządkowano rysunki, dzięki czemu dziecko zamiast powtarzać zdanie, wskazuje na rysunku opisaną sytuację, na przykład do zdania: „Zając zrywa marchewki" prezentowane są obrazki pokazane na rycinie 6. W badaniu wyznacza się poziom SNR (stosunek sygnału do szumu), dla którego dziecko rozpoznaje poprawnie 50% zdań. W badaniach używa się 16 list. Każda lista ma 16 różnych zdań, które są względem siebie zrównoważone fonematycznie, statystycznie oraz energetycznie.

Obecnie istniejące testy słowne stosowane u dzieci nie spełniają wszystkich warunków testów obiektywnych stawianych dla testów słownych (patrz *Audiometria mowy*), w związku z tym nie nadają się do diagnozowania rodzaju i wielkości uszkodzenia słuch. Stosuje się je głównie w celu sprawdzenia zysku z dopasowania aparatów słuchowych oraz do treningu słuchowego.

4. PROFILAKTYCZNE BADANIA SŁUCHU U DZIECI

Celem profilaktycznych badań słuchu u dzieci jest jak najwcześniejsze wyłonienie dzieci z problemami słyszenia oraz ograniczenie do minimum kon-

sekwencji występującego uszkodzenia słuchu. Badania profilaktyczne (przesiewowe – skriningowe) mogą być powszechne i wówczas poddane są nim wszystkie dzieci lub mogą dotyczyć tylko wydzielonej populacja, tak zwanej grupy ryzyka (tab. 6). W ubiegłym wieku badania przesiewowe wykonywano przede wszystkim w grupie dzieci z ryzykiem uszkodzenia słuchu, gdyż wiadomo, że u noworodków obciążonych jednym lub kilkoma czynnikami ryzyka szansa uszkodzenia słuchu jest 30–50 razy większa niż w całej populacji. Z doświadczeń jednak wynika, że badanie dzieci jedynie z grupy ryzyka identyfikuje około 50–75% dzieci z wadą słuchu w danej grupie wiekowej. Wady nabyte lub progresywne stanowią 10–20% wszystkich przypadków.

W 2001 r. Wielka Orkiestra Świątecznej Pomocy grała na rzecz badania słuchu u wszystkich noworodków w Polsce. Od roku 2002 rozpoczęto badanie słuchu dzieci w ramach Programu Powszechnych Przesiewowych Badań Słuchu u Noworodków (PPPBSuN). Od 2003 r. wszystkie noworodki w Polsce po urodzeniu mają badany słuch.

W latach 70. XX w. Borkowska-Gaertig i in. (Lindner, 1976) stworzyła program przesiewowego badania słuchu u dzieci w różnym wieku. Ze względu na to, że w 2003 r. Ministerstwo Zdrowia wprowadziło obowiązek prowadzenia badań przesiewowych słuchu u dzieci w różnym wieku, wydaje się zasadne wrócenie do tych badań.

Tabela 6. Czynniki ryzyka uszkodzenia słuchu

1. Czas trwania ciąży: < 33 Hbd (33. tygodnia ciąży)
2. Masa ciała noworodka: < 1500 g (< 5 centyla)
3. Zaburzenia genetyczne: • uszkodzenie słuchu w rodzinie • wady wrodzone twarzoczaszki
4. Zakażenia z grupy TORCH u matki w czasie ciąży i u noworodka: T (toksoplazmoza), O (inne choroby), R (*rubella* – różyczka), C (cytomegalia), H (*herpes* – opryszczka)
5. Czynniki okołoporodowe • uraz okołoporodowy • zamartwica: punktacja Apgar w 5 min 0–3 pkt, w 10 min 0–6 pkt
6. Niewydolność oddechowo-krążeniowa: • niedotlenienie płodu • oddech wspomagany – respirator powyżej 10 dni • wady serca
7. Zapalenie opon mózgowo-rdzeniowych i mózgu, posocznica oraz inne ciężkie zakażenia
8. Żółtaczka patologiczna: • w pierwszej dobie życia • > 15 mg% bilirubiny

9. Krwawienie w okresie noworodkowym: • wewnątrzczaszkowe • płuca • przewód pokarmowy
10. Leki ototoksyczne stosowane u matki w czasie ciąży lub u noworodka (w dużych dawkach i powyżej 7 dni): • antybiotyki (aminoglikozydy) • furosemid • kwas etakrynowy • cytostatyki
11. Pobyt w cieplarce powyżej 10 dni

Źródło: Kochanek, 2005

4.1. Badania według Borkowskiej

W latach 70. XX w. w Instytucie Matki i Dziecka opracowano i wystandaryzowano przesiewowe metody badania słuchu u dzieci z uwzględnieniem trzech grup rozwojowych: dla dzieci w wieku 8–12 miesięcy (oprac. przez Sobieszczańską-Radoszewską i Borkowską-Gaertig), dla dzieci w wieku 3–5 lat (oprac. przez Urbańską i Borkowską-Gaertig) oraz dla dzieci w wieku 6–7 lat (oprac. przez Potyrałę i Borkowską-Gaertig) (Lindner, 1976). Lindner (1976) pisze, iż „do każdej karty badań opracowano wstępne pytania do rodziców i do dzieci (od 3 r. ż.) w celu naświetlenia zaburzonych funkcji słuchu, mowy oraz ewentualnych zaburzeń w zachowaniu, które mogą utrudniać przebieg badania i w ten sposób spowodować fałszywą ocenę badanego słuchu".

Badania pierwszej grupy wiekowej (8–12 miesięcy życia) oparte są na teście Ewinga (podrozdz. 3.3). Autorzy wybrali przedmioty i instrumenty muzyczne, które generują dźwięki o określonym poziomie i widmie dźwięku (tab. 7). Badanie przeprowadza się za pomocą trzech testów, które różnią się poziomem generowanych dźwięków (test I – 40 dB SPL, test II – 55–70 dB SPL, test III – 60–100 dB SPL). Dźwięki nadawane są z odległości 30 cm kolejno do prawego i do lewego ucha.

Badanie rozpoczyna się od testu I (tab. 7). Jeżeli dziecko zareaguje na dźwięki o takim poziomie, przyjmuje się, że jego słuch jest w normie. Jeżeli dziecko nie spostrzega dźwięków z testu I, podaje się dźwięki z testu II. Jeżeli dziecko spostrzega dźwięki z testu II, a nie spostrzega dźwięków z testu I, podejrzane jest o niedosłuch lekkiego stopnia. Dzieci, które nie spostrzegają

dźwięków z testu II, poddawane są badaniom dźwiękami z testu III. Dzieci, które spostrzegają tylko dźwięki z testu III, podejrzewane są o niedosłuch duży i głęboki. Dzieci, które spostrzegają tylko dźwięki z testu II lub III, lub nie spostrzegają dźwięków, kierowane są na badania diagnostyczne.

Tabela 7. Dźwięki stosowane do badania przesiewowego w grupie wiekowej 8–12 miesięcy

Rodzaj badania		Częstotliwość [Hz]	Poziom [dB SPL]	Odległość źródła dźwięku od ucha dziecka [cm]	Reakcja natychmiastowa + wydłużona 5–20 s.	Brak reakcji
Test I	grzechotka 1 grzechotka 2 kubek – łyżeczka szelest bibułki	2000–16000 1000–16000 2000–10000 62,5–8000	35 40 40 40	30		
Test II	bębenek grzechotka 1 grzechotka 2 gwizdek trąbka	64–500 2000–16000 4000–16000 2000 500–8000	65 55 65 70 70	30		
Test III	bębenek kastaniety trąbka marakas czynele	32–2000 64–16000 500–16000 125–16000 125–3200	60–75 60–80 80–105 60–90 70–80	30		
Zabawki do koncentracji uwagi wzrokowej						

Źródło: według Borkowskiej (Lindner, 1976)

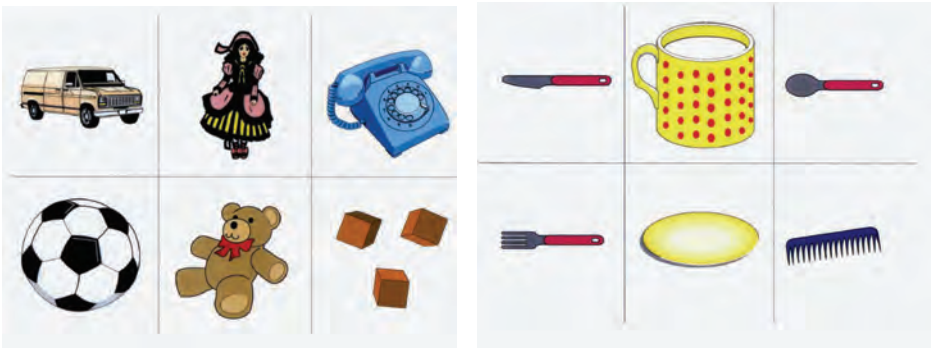
Badanie drugiej grupy wiekowej (3–5 lat) oparte jest na audiometrii słownej: „pokaż, co usłyszałeś". W tabeli 8 przedstawiono zestaw słów, z których się korzysta, przeprowadzając badanie u dzieci w wieku od 3 do 5 lat. Do listy A dołączone są ilustracje pozwalające dziecku pokazać na rysunku dane słowo (ryc. 7) i ułatwiające wykonanie testu. Badanie przeprowadza się szeptem z odległości 3 m od dziecka (Lindner, 1976). Każde ucho bada się oddzielnie, maskując ucho niebadane. Jeżeli dziecko reaguje prawidłowo na 4–5 poleceń z listy słów, świadczy to o jego prawidłowym słuchu. Jeżeli dziecko nie spełnia dwóch lub więcej poleceń z każdej z list, występuje podejrzenie o niedosłuch. Jeśli dziecko spełnia pojedyncze polecenia lub ich nie spełnia, występuje podejrzenie o uszkodzenie słuchu. Dzieci, które spełniają mniej niż cztery polecenia lub nie spełniają poleceń, kierowane są na badania diagnostyczne.

Tabela 8. Listy słów stosowane w badaniach szeptem dzieci w wieku 3–5 lat

Ucho prawe		Ucho lewe	
A	B	A	B
Pokaż lalkę	Pokaż nos	Pokaż kubek	Pokaż rękę
Pokaż misia	Pokaż ucho	Pokaż talerz	Pokaż nogę
Pokaż piłkę	Pokaż oko	Pokaż łyżkę	Pokaż brzuszek
Pokaż auto	Pokaż włoski	Pokaż nożyk	Pokaż głowę
Pokaż klocek	Pokaż ząbki	Pokaż grzebień	Pokaż palec

Źródło: według Borkowskiej (Lindner, 1976)

a b



Ryc. 7. Plansze ilustrujące test słowny „Pokaż lalkę" (a) i „Pokaż kubek" (b) z testu Borkowskiej (Stecewicz, 2004)

Podczas badania trzeciej grupy wiekowej (6–12 lat) wykorzystuje się audiometrię słowną: „powtórz, co usłyszałeś". Badanie to przeprowadza się szeptem z odległości 5 m (Lindner, 1976). Każde uchu bada się oddzielnie, maskując ucho niebadane. Jeżeli dziecko prawidłowo powtórzy pięć lub sześć słów z listy, przyjmuje się, że ma słuch prawidłowy. Jeśli dziecko źle powtórzy dwa lub więcej słów z dwóch list, występuje podejrzenie o niedosłuch. Jeżeli dziecko przekręca albo niewłaściwie wymawia trzy słowa lub więcej słów w trzech testach ABC czy nie powtarza, wówczas występuje podejrzenie o uszkodzony słuch. Dziecko podejrzane o niedosłuch lub uszkodzenie słuchu kierowane jest na badania diagnostyczne.

Od 12. roku życia badania przesiewowe można przeprowadzić za pomocą audiometrii tonalnej. Bystrzanowska (1978) proponuje, żeby takie badania wykonać dla każdego ucha oddzielnie dla trzech częstotliwości: 500, 1000, 2000 Hz i dwóch poziomów słyszenia: 15 i 30 dB HL. Jeżeli dziecko słyszy tony na poziomie 15 dB HL, ma słuch prawidłowy. Jeżeli dziecko nie

słyszy tonów na poziomie 15 dB HL, a słyszy na poziomie 30 dB HL, wówczas jest podejrzenie uszkodzenia przewodzeniowego słuchu. Jeżeli dziecko nie słyszy sygnałów na poziomie 30 dB HL, to występuje podejrzenie niedosłuchu. Dzieci, które nie słyszą dźwięków na poziomie 15 dB HL, powinny być poddane badaniom diagnostycznym.

Tabela 9. Listy słów stosowanych w badaniach szeptem dzieci w wieku 6–12 lat

Ucho prawe			Ucho lewe		
A	B	C	A	B	C
Krysia	Stasia	Zosia	Kazia	Jadzia	Jasia
dziesięć	siedem	dziewięć	dziesięć	dziewięć	cztery
sala	klasa	rzeka	drzewo	szkoła	szosa
lato	mama	Ania	tata	góra	kreda
chłopak	domek	lala	lampa	Tomek	fala
pole	okno	mleko	kotek	głowa	woda

Źródło: według Borkowskiej (Lindner, 1976)

4.2. Współczesne przesiewowe badania słuchu

W dobie ogólnodostępnego Internetu tworzone są testy odsłuchowe mające na celu sprawdzenie przy użyciu Internetu, czy osoba badana ma problem ze słuchem, czy też nie. Z klinicznego punktu widzenia, żeby badanie mogło pełnić rolę badania przesiewowego, powinno spełniać dwa kryteria: powinno być czułe i specyficzne (Kochanek, 2005). Badanie jest czułe, jeżeli wykrywa daną patologię, a specyficzne, kiedy prawidłowo szacuje, że testowana osoba jest zdrowa. Nie ma idealnych testów przesiewowych, które w 100% wykrywają osoby z danym schorzeniem i w 100% kwalifikują osoby zdrowe jako osoby bez danego schorzenia. Jednak specyfika niektórych testów może spowodować, że wszystkie osoby badane będą kwalifikowane do grupy osób z ubytkami słuchu bądź wszystkie osoby badane będą kwalifikowane do grupy osób prawidłowo słyszących. Testy odsłuchowe, które nie wymagają kalibracji układu pomiarowego, mogą dać zafałszowane wyniki badań. Z tego powodu wszelkiego rodzaju badania słuchu z wykorzystaniem Internetu (przez głośniki) nie mogą być badaniami wiarygodnymi. Jeżeli badanie przeprowadzane jest obuusznie, dotyczy to sytuacji zarówno odsłuchu przez słuchawki, jak i głośnik, wówczas ostatecznym wynikiem badania będzie ocena słuchu ucha lepszego. Badania jednouszne przez słuchawki dadzą wiarygodny wynik tylko wówczas, jeżeli cały układ pomiarowy będzie wykalibrowany. Taki sposób badania przez Internet zapropo-

nowali pracownicy Politechniki Gdańskiej współpracujący z Instytutem Fizjologii i Patologii Słuchu w Warszawie. Proponowane przez nich badanie przesiewowe „Słyszę" odbywa się przy użyciu słuchawek nausznych, które są podłączone do kalibratora dołączonego do komputera, zatem sygnał pochodzący z Internetu dochodzi do osoby badanej po odpowiednim wykalibrowaniu, <http://www.telezdrowie.pl/SLYSZE/index.html>. W badaniu tym testowane są tylko trzy częstotliwości: 1000, 2000 i 4000 Hz i jeden poziom sygnału 25 dB HL. Każde ucho badane jest oddzielnie. Osoby, które słyszą testowane dźwięki w każdym uchu (dwie z trzech częstotliwości) kwalifikowane są do grupy osób z prawidłowym słuchem, a te, które ich nie słyszą, kierowane są na badania diagnostyczne.

Innym badaniem wprowadzonym przez ten zespół są testy obrazkowe przeznaczone dla dzieci do czwartej klasy szkoły podstawowej. Składają się one z ośmiu plansz, na których znajdują się cztery obrazki. Dziecko przez słuchawki otrzymuje polecenie „pokaż" i poprzez kliknięcie myszą na obrazek udziela odpowiedzi; takich poleceń łącznie jest 32. Oceniany jest stan słuchu pacjenta.

Bibliografia

Bystrzanowska T., 1978, *Audiologia kliniczna*, PZWL, Warszawa.

Duch W., 2013, *Wykłady B1. Mózg i umysł: rozwój*, <http://www.fizyka.umk.pl/~duch/Wyklady/Kog1/09-rozwoj.htm>, [dostęp: 08.07.2014].

Katz J., 1994, *Handbook of Clinical Audiology*, Williams & Wilkins, Baltimore.

Kochanek K., 2005, *Badania przesiewowe słuchu*, [w:] M. Śliwińska-Kowalewska (red.), *Audiologia kliniczna*, Mediton, Łódź.

Lindner G., 1976, *Podstawy audiologii pedagogicznej*, PWN, Warszawa.

Löwe A., Hildman A., 1994, *Hörmessungen bei Kinder*, Schindele, Heidelberg.

Madell J.R., 2008, *Using behavioral observation audiometry to evaluate hearing in infants from birth to 6 months*, [w:] J.R. Medell, C. Flexer, *Pediatric audiology*, Thieme Medical Publishers, New York.

Morcoux A., Hansen M., 2003, *Ensuring accuracy of the pediatric hearing aid fitting*, Trends in Amplification, 7, No. 1, s. 11–27.

Northern J.L., Downs M.P., 2002, *Hearing in children*, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore.

Nozza R.J., Wilson W.R., 1984, *Masked and unmasked threshold of infants and adults: Development of auditory frequency selectivity and sensitivity*, J. of Speech and Hearing Research, 27, s. 613–622.

Obrębowski A., 2000, *Podstawowe wiadomości z filo- i ontogenezy oraz anatomii narządu słuchu*, [w:] A. Pruszewicz (red.), *Zarys audiologii klinicznej*, Wydawnictwo Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.

Obrębowski A., 2011, *Wybrane zagadnienia z audiometrii mowy*, Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.

Olsho L.W., Koch E.G., Carter E.A., Halpin Ch.F., Spetner N.B., 1988, *Pure-tone sensitivity of human infants*, J. Acoust. Soc. Am., 84, s. 1316–1324.

Olsho L.W., Koch E.G., Halpin Ch.F., 1987, *Level and age effects in infant frequency discrimination*, J. Acoust. Soc. Am., 82, s. 454–464.

Ozimek E., Libiszowski P., Kutzner D., 2010, *Polski Pediatryczny Test Zdaniowy do pomiarów zrozumiałości mowy prezentowanej na tle szumu*, Biuletyn PSPS, 40, 4, s. 9–13.

Pruszewicz A., 1992, *Foniatria kliniczna*, PZWL, Warszawa.

Stecewicz A., 2004, *List otwarty do lekarzy rodzinnych, pediatrów i laryngologów*, Otoskop Kwartalnik Otolaryngologii Praktycznej, 39, 3, s. 11–16.

Szczepankowski B., 1999, *Niesłyszący – głusi – głuchoniemi. Wyrównanie szans*, WSiP, Warszawa.

WHO/PDH/97.3, 1997, Report of the Informal Working Group on Prevention of Deafness and Hearing Impairment Programme Planning WHO, Geneva, 1991. With adaptation from Report of the First Informal Consultation on Future Programme Developments for the Prevention of Deafness and Hearing Impairment, World Health Organization, Geneva 23–24 January.

Zieliński R., 2007, *Cechy anatomiczne i fizjologiczne ucha dziecięcego*, [w:] D. Gryczyńska (red.), *Otolaryngologia dziecięca*, a-medica Press, Łódź, s. 15-17.

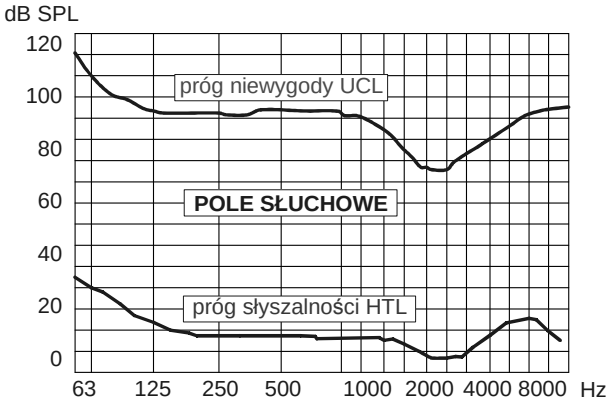
Zwicker E., Fastl H., 1999, *Psychoacoustics, Facts and models*, Springer, Berlin.

EDWARD HOJAN

WYZNACZENIE RESZTKOWEGO POLA SŁUCHOWEGO

1. Pole słuchowe

Pole słuchowe to obszar na audiogramie tonalnym ograniczony progiem słyszalności – HTL i progiem niewygody (dyskomfortu) – UCL w zakresie częstotliwości słyszalnych (ryc. 1).



Ryc. 1. Obszar pola słuchowego

Próg słyszalności – HTL (*Hearing Threshold Level*); próg niewygody (dyskomfortu) – UCL (*Uncomfortable Level*).

Pomiędzy progiem HTL i UCL (na wysokości $^2/_3$ (UCL–HTL)), według szacunków Kellera (1980), znajduje się poziom komfortowej głośności – MCL (*Most Comfortable Level*). Wyznaczenie wartości poziomu ciśnienia akustycznego sygnału odpowiadającego progom HTL, UCL, jak i komfortowej

głośności MCL opiera się na reakcji subiektywnej osoby badanej na sygnał akustyczny (patrz *Metody subiektywne badania słuchu*).

W tabeli 1 podano średnie wartości HTL, UCL oraz MCL dla osób o słuchu normalnym, określone przy percepcji czystego tonu pulsującego, przy odsłuchu słuchawkowym.

Tabela 1. Wartości średnie HTL, UCL i MCL [dB SPL] dla pacjentów ze słuchem normalnym (sygnał tonalny, odsłuch słuchawkowy, słuchawki otwarte)

Próg [dB SPL]	Częstotliwość [Hz]				
	250	500	1000	2000	4000
HTL	24	11	6	8	9
MCL	74	64	59	63	68
UCL	93	84	84	85	82

Źródło: ISO, 1964

Całkowite poziomy ciśnienia akustycznego w dB SPL dla progów HTL i UCL oraz MCL są zależne od rodzaju sygnału akustycznego, jak i od sposobu jego prezentacji, na przykład od zmienności mowy żywej powiązanej z różnymi mówcami. Chcąc wyeliminować te problemy, należy zawsze używać sygnałów znormalizowanych i określić sposób prezentacji sygnału – wolne pole, słuchawki (otwarte, wewnątrzuszne).

Ocena komfortowego poziomu głośności MCL przez pacjenta jest oparta na wewnętrznych kryteriach pacjenta, częściowo sugerowanych instrukcją podaną przez prowadzącego badanie. Większość specjalistów pyta o poziom lub zakres poziomów, które będą komfortowe, niesprawiające nieprzyjemnego wrażenia przez długi okres. Dolną granicą komfortowego zakresu głośności jest punkt, w którym dźwięk staje się łagodny, a górną granicą jest punkt, w którym dźwięk staje się głośny. W połowie tego subiektywnie określonego zakresu leży poziom, który nazywany jest poziomem komfortowego słyszenia (MCL).

Poziom nieprzyjemnego słyszenia UCL, zwany także poziomem nieprzyjemnej głośności lub progiem dyskomfortu, został zdefiniowany zgodnie z trzema różnymi kryteriami:

1) poziom lekko niekomfortowy – brak chęci słuchania tego sygnału przez dłuższy czas, ale on nie przeszkadza, jeśli jest stosunkowo krótki;

2) poziom zdecydowanie niekomfortowy – ten poziom sygnału jest głośniejszy niż jest się w stanie go tolerować, nawet gdy jest krótki; nie jest jednak bolesny;

3) poziom boleśnie głośny – ten poziom sygnału sprawia ból.

Ponieważ niekomfortowo głośny dźwięk może powodować uszkodzenie elementów drogi słuchowej, ważne jest, aby go prezentować tak krótko, jak to jest możliwe. Z tego samego powodu kryterium poziomu boleśnie głośnego nie powinno być stosowane do osiągnięcia wartości progowej UCL.

Dla pacjentów, którzy uzyskali niewiarygodnie niski poziom UCL, powinien być on wyznaczany powtórnie, dopóki nie uzyska się dwóch bliskich sobie wyników. Można wymienić kilka czynników wpływających na wiarygodność pomiarów pola słuchowego pacjenta. Są to:

– rodzaj bodźców,
– sposób prezentowania bodźców,
– podawane instrukcje,
– sposób udzielania odpowiedzi,
– subiektywne kryteria pacjenta przy udzielaniu odpowiedzi,
– stan słuchu pacjenta,
– motywacja i czujność pacjenta,
– wprawa badającego,
– kalibracja sprzętu.

Chcąc ocenić prawdziwość progów słyszalności pacjenta (pomiary pola słuchowego pacjenta), ważne jest, aby w różnych testach jak najwięcej z wymienionych czynników nie ulegało zmianie. Na przykład, jeśli czyste tony były używane za pierwszym razem, powinny być także użyte za drugim razem, a badania wykonane na tym samym audiometrze. Jeśli za pierwszym razem użyto metody wstępującej i specyficznych instrukcji, to ta sama metoda i instrukcje powinny być użyte także przy następnym badaniu.

Dane z wielu badań wskazują na to, że pacjenci odpowiadają bardziej wiarygodnie przy wyznaczaniu progów HTL niż przy wyznaczaniu progów MCL lub UCL. Taka różnica w wiarygodności wiąże się ze sformułowaniem pytania stawianego słuchaczowi. Przy wyznaczaniu progu słyszalności pacjent odpowiada na pytanie, kiedy dźwięk jest ledwie słyszalny; dźwięk jest albo wykrywalny, albo nie.

Podczas badania progów MCL i UCL każdy pacjent tworzy własne wewnętrzne kryteria oceny głośności odpowiadające tym progom. Takie kryteria mogą się zmieniać w funkcji następujących kolejno dźwięków, między innymi w zależności od dnia, w którym są stosowane.

Niektórzy pacjenci mają zmienny ubytek słuchu (na przykład ci z chorobą Ménière'a) i dlatego ich pole słyszenia zmienia się nawet w krótkich odstępach czasu.

Po wyznaczeniu progu HTL każdy specjalista musi zdecydować, czy wyznaczać także MCL lub UCL. Pomiary progu słyszalności MCL i UCL są szczególnie zasadne, gdy planuje się dopasowanie aparatu słuchowego.

Jednym z aspektów zasadności tych pomiarów w tym przypadku jest to, jak pacjent z aparatem nastawionym zgodnie z wynikami uzyskanymi w pomieszczeniu audiometrycznym radzi sobie w życiu codziennym. Te ustawienia zawierają bowiem dane o wzmocnieniu całkowitym, charakterystyce częstotliwościowej, jak i wartości SSPL90 aparatu.

Kiedy ustawia się całkowite wzmocnienie aparatu tak, że prezentowana mowa o poziomie 70 dB SPL w pomieszczeniu audiometrycznym jest na poziomie MCL, wówczas wzmocnienie jest bardzo zbliżone do wzmocnienia, którego pacjent używa w życiu codziennym. Dlatego zasadne jest stosowanie poziomu 70 dB SPL w ocenach klinicznych, chociaż taki poziom mowy jest wyższy niż ten kojarzony z mową potoczną (55–65 dB SPL).

Przy ustawianiu SSPL90 pod uwagę należy wziąć kilka dodatkowych czynników, aby wzmocniony dźwięk nie przekroczył progu UCL:

– kalibrację aparatu słuchowego w określonym typie sprzęgacza (2-ccm),

– impedancję (opór) akustyczną słuchawki aparatu słuchowego,

– dopasowanie immitancji akustycznej między słuchawką a błoną bębenkową,

– rodzaj dźwięków użytych przy wyznaczaniu progu UCL,

– warunki akustyczne otoczenia.

Dźwięki użyte do uzyskiwania progów HTL, MCL i UCL mogą być prezentowane przez:

– słuchawki nauszne,

– słuchawki wewnątrzuszne,

– w swobodnym polu dźwiękowym.

Każdy ze sposobów ma swoje wady i zalety. W słuchawki nauszne są wyposażone wszystkie audiometry. Istnieje możliwość podawania przez nie bodźców o wysokich wartościach SPL przy bardzo niewielkim stopniu ich zniekształceń. Ten typ prezentacji dźwięku nie jest jednak naturalny; żadne urządzenie wspomagające słyszenie (na przykład zauszny aparat słuchowy z wkładką uszną) nie transmituje w taki sposób dźwięku do błony bębenkowej.

Wartości poziomu ciśnienia akustycznego (SPL) powiązane z progami HTL, MLC, UCL, uzyskane ze słuchawek nausznych, nie są takie same, jak otrzymane w swobodnym polu dźwiękowym lub za pomocą słuchawek wewnątrzusznych ze względu na różne położenie tych słuchawek w zewnętrznym kanale słuchowym w odniesieniu do błony bębenkowej (Pruszewicz, Świdziński, 2010).

Należy również uwzględnić zmiany w sygnale powodowane na przykład nieszczelnością wkładki usznej (Acoustic Leak), powodującą „uciekanie" wzmocnionego dźwięku, różnice między immitancją akustyczną sprzęgacza i immitancją ucha pacjenta (czyli różnice między drogą przenoszenia energii akustycznej w sprzęgaczu i w uchu pacjenta), jak i efekt ugięcia fali akustycznej na głowie osoby badanej.

Różnica między poziomem w dB SPL mierzonym dla sygnału akustycznego o częstotliwości 4000 Hz w polu swobodnym przy mikrofonie a poziomem przy głowie pacjenta z przodu, z założonym aparatem zausznym, wynosi około 0 dB. Przy tej częstotliwości nie występuje efekt ugięcia fali akustycznej na głowie pacjenta. Dlatego, jeśli UCL w polu dźwiękowym wynosi 115 dB SPL, wówczas poziom przy mikrofonie aparatu słuchowego także wynosi 115 dB SPL.

Przy innej lokalizacji mikrofonu w aparacie słuchowym, na przykład w aparacie zausznym czy kanałowym, efekt ugięcia fali na głowie osoby badanej powoduje, że wartości te nie są równe. Dla tych pacjentów, dla których nie można wyznaczyć MCL i UCL, ale którzy potrzebują aparatu słuchowego, MCL i UCL mogą być oszacowane na podstawie danych progowych i innych danych audiometrycznych (tab. 2, 3).

Chcąc określić MCL i UCL z progu HTL, przyrost głośności musi być oszacowany na podstawie informacji o miejscu uszkodzenia drogi słuchowej; istotne jest, czy uszkodzenie jest typu przewodzeniowego, odbiorczego czy mieszanego. To może być określone, gdy uzyska się wiarygodne wartości progowe przewodnictwa powietrznego i kostnego. Jeśli określenie przewodnictwa kostnego jest niemożliwe, wówczas ważna jest wiedza i znajomość różnych przypadków klinicznych pozwalających na ocenienie, czy występuje przewodzeniowy ubytek słuchu (Yantis, 1994; Pruszewicz, 2010, w: Pruszewicz, Obrębowski, 2010).

1. Jeśli pacjent ma uszkodzenie przewodzeniowe, dźwięk docierający do ucha wewnętrznego będzie ograniczony/osłabiony przez wielkość ubytku. Przyrost głośności powyżej progu będzie podobny do przyrostu w uchu normalnie słyszącym.

2. Dla pacjenta z uszkodzeniem odbiorczym, spowodowanym uszkodzeniem komórek słuchowych, przyrost głośności powyżej progu będzie większy niż dla ucha normalnie słyszącego. Jest to związane z mniejszym niż normalnie zakresem między progiem HTL a UCL. Większość ludzi z takim ubytkiem ma uszkodzenie właśnie w tym miejscu drogi słuchowej.

3. Dla pacjentów z mniej powszechnym uszkodzeniem prążka naczyniowego, więzadła spiralnego lub dróg nerwowych przyrost głośności na

ogół jest wolniejszy niż ten połączony z uszkodzeniem komórek słuchowych.

4. Ponieważ z klinicznego punktu widzenia często bardzo trudne jest określenie, czy pacjent ma uszkodzenie w jednym, czy w wielu miejscach drogi słuchowej, przyrost głośności oszacowany na podstawie danych progowych jest więc niemożliwy do przewidzenia.

Jeśli pacjent ma odbiorczy ubytek słuchu, MCL może być oszacowany z wartości progowych podanych w tabeli 2.

Tabela 2. Wartości MCL [dB HL] dla pacjentów z odbiorczym ubytkiem słuchu

Próg słyszalności [dB HL]	250	500	1000	2000	4000
	[Hz]				
0	45	55	55	60	65
5	46	56	56	60	65
10	47	57	57	60	65
15	48	58	58	60	65
20	50	60	60	60	65
25	52	62	63	63	67
30	54	64	66	66	70
35	57	67	70	70	73
40	60	70	74	74	76
45	64	73	78	78	79
50	68	76	82	82	82
55	71	79	85	85	85
60	74	82	88	88	88
65	78	85	91	91	91
70	82	88	94	94	94
75	85	91	97	97	97
80	89	94	100	100	100
85	93	97	104	103	103
90	97	101	106	105	105
95		105	108	107	107
100		109	111	110	110
105		112	114	113	113

Źródło: ISO, 1964

Jeśli pacjent ma odbiorczy ubytek słuchu, próg UCL szacowany być może na podstawie wartości progowych HTL zgodnie z danymi z tabeli 3.

Tabela 3. Wartości UCL [dB HL] uzyskane dla pacjentów z odbiorczym ubytkiem słuchu

Próg słyszalności [dB HL]	250	500	1000	2000	4000
	[Hz]				
0	78	90	93	91	90
5	78	90	93	91	90
10	78	90	93	91	90
15	78	90	93	91	90
20	78	90	93	91	90
25	78	90	93	91	90
30	79	91	94	91	90
35	79	91	94	91	90
40	80	92	95	91	90
45	82	92	95	93	93
50	84	93	97	95	95
55	86	95	99	97	97
60	88	97	101	99	99
65	90	99	103	101	101
70	92	101	105	103	103
75	95	103	107	105	105
80	98	105	109	107	107
85	102	108	111	109	109
90	105	111	113	111	111
95		114	115	113	113
100		117	118	115	115
105		119	121	117	117

Źródło: ISO, 1964

Dla pacjentów z przewodzeniowym uszkodzeniem słuchu MCL i UCL, powiązane z podanym progiem słyszalności HTL, będą podwyższone w stosunku do MCL i UCL pacjenta z ubytkiem odbiorczym o około $^1/_4$ różnicy między progami przewodnictwa powietrznego i kostnego (ale nie więcej niż 15 dB) dla każdej częstotliwości.

2. RESZTKOWE POLE SŁUCHOWE

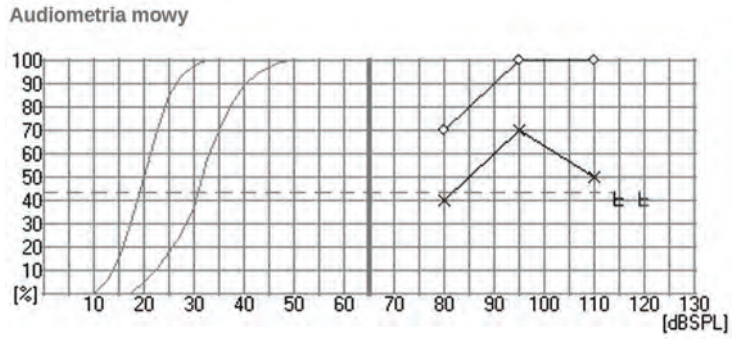
Znając wartości progów HTL i UCL, można dla danego pacjenta wyznaczyć przypisaną mu dynamikę resztkowego pola słuchowego (dynamikę słuchu pacjenta). Ze względu na przebiegi tych progów w funkcji częstotliwości (odbiegające od linii prostej) nie można jej definiować wprost jako różnicę

wartości tych progów w dB. Niekiedy tę dynamikę określa się poprzez średnią arytmetyczną różnic wartości progów UCL i HTL dla częstotliwości 500, 1000 i 2000 Hz. Gdy wartości tych różnic dla kolejnych częstotliwości są większe od 3 dB, otrzymana wartość obarczona jest znacznym błędem i jej wykorzystanie, na przykład przy dopasowaniu aparatu słuchowego, praktycznie staje się nieużyteczna.

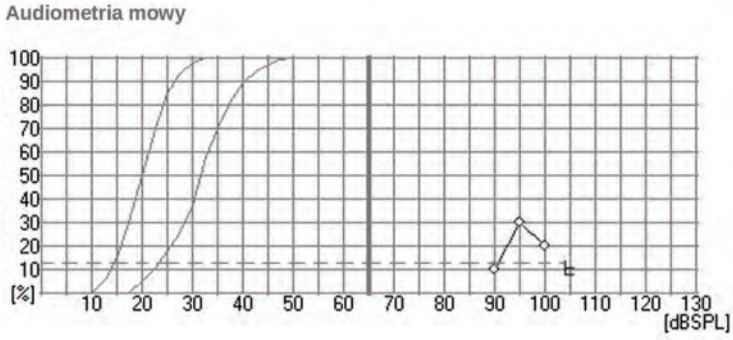
Wartości UCL dla tych częstotliwości można też szacować z wartości UCL otrzymanego dla sygnału mowy, odejmując od progu UCL dla mowy 15 dB. Zaleca się jednak wiązać definicję dynamiki resztkowego pola słuchowego pacjenta (dynamika słuchu pacjenta) z zakresem poziomu ciśnienia akustycznego, w którym pacjent wykazuje największą zrozumiałość mowy.

Przyjmując za punkt wyjścia przebieg krzywych artykulacyjnych dla wybranego ubytku słuchu (ryc. 1, patrz *Audiometria mowy*), z dodatkowo naniesionym progiem UCL dla sygnału słownego (ryc. 2), określa się dynamikę słuchu pacjenta na podstawie trzech reguł, w zależności od wyznaczonej wartości zrozumiałości mowy wyrażonej w %.

a



b



Ryc. 2. Przykładowe audiogramy mowy (test słowny jednosylabowy) dla dwóch pacjentów (a i b) z zaznaczonym progiem MCL oraz dodatkowo wyznaczonym progiem UCL, Fono Centrum Protetyki Słuchu, M. Pawłowska

Zaznaczonemu progowi MCL dla sygnału mowy przypisany jest tak zwany optymalny poziom percypowanego dźwięku dB opt, a progowi UCL wartość dB UCL.

Gdy zrozumiałość mowy dla testu słownego – jednosylabowego osiąga wartość równą 100% (ryc. 2a – ucho prawe), to wiąże się ona z różnicą Δ wartości dB UCL i wartości percypowanego dźwięku dB opt:

$$\Delta = \text{dB UCL} - \text{dB opt} \tag{1}$$

Gdy wartość Δ jest większa lub równa połowie wartości dynamiki sygnału mowy ($^1/_2$ x 30 dB = 15 dB), to wskazane jest zastosowanie liniowego wzmocnienia tego sygnału, na przykład w układzie aparatu słuchowego. Gdy wartość Δ jest mniejsza od 15 dB, konieczna jest kompresja sygnału mowy.

Przy wartości zrozumiałości mowy dla testu słownego – jednosylabowego z zakresu wartości od 60 do 100% (ryc. 2a – ucho lewe) dynamikę resztkowego pola słuchowego pacjenta wyznacza się, korzystając z reguły 0,6. Reguła ta opiera się na danych wskazujących, że dla osób normalnie słyszących i osób z niewielkim ubytkiem słuchu (HTL ≤ 30 dB) zrozumienie słów jednosylabowych na poziomie zrozumiałości równym 60% odpowiada zrozumieniu zdań wielosylabowych na poziomie 100%. Wyznacza się wtedy wyrażenie:

$$(\text{dB opt})\% \text{ x } 0{,}6 \tag{2}$$

gdzie:

(dB opt)% – maksymalna wartość zrozumiałości przypisana progowi MCL dla sygnału mowy, odczytana z audiogramu mowy.

Wartość wynikającą ze wzoru 2 nanosi się na oś rzędnych audiogramu mowy i wykreśla prostą równoległą do osi odciętych.

Różnica między dolnym (pierwszym) i górnym (drugim lub zastępczo progiem UCL) punktem przecięcia tej prostej z krzywą artykulacji słów jednosylabowych daje szukaną wartość dynamiki resztkowego pola słuchowego pacjenta. Dla przykładu, z ryciny 2a wynosi ona (115–80) dB. Gdy jest większa lub równa 30 dB, wskazane jest zastosowanie liniowego wzmocnienia tego sygnału, na przykład w układzie aparatu słuchowego. Gdy wartość ta jest mniejsza od 30 dB, konieczna jest kompresja sygnału mowy.

Dla osób z dużymi ubytkami słuchu (HTL ≥ 70 dB HL), przy zrozumiałości mowy dla testu słownego – jednosylabowego o wartości mniejszej niż 60% (ryc. 2b), stosuje się tak zwaną regułę 0,15. Wtedy od wartości (dB opt)% odejmuje się 15%:

$$(\text{dB opt})\% - 15\% \tag{3}$$

Otrzymaną wartość, wynikającą z równania 3, nanosi się na rzędną audiogramu mowy i na tym poziomie wykreśla się prostą równoległą do osi odciętych.

Różnica między dolnym (pierwszym) i górnym (drugim lub zastępczo progiem UCL) punktem przecięcia tej prostej z krzywą dyskryminacji słów jednosylabowych daje szukaną wartość dynamiki resztkowego pola słuchowego pacjenta. Dla przykładu, z ryciny 2b wynosi ona (115–90) dB.

Obowiązuje taka sama zasada przypisania wzmocnienia liniowego lub kompresji, jak w regule 0,6. Wielkość potrzebnej kompresji sygnału mowy dla danego pacjenta można oszacować, obliczając stosunek wartości dynamiki mowy (30 dB) do wartości wyznaczonej, zgodnie z jedną z powyższych reguł, dynamiki resztkowej pola słuchowego pacjenta; stąd współczynnik kompresji:

$$\text{CR} = 30\ \text{dB}/(\text{dynamika resztkowa pola słuchowego}) \tag{4}$$

Dla przykładu, z ryciny 2b:

$$\text{CR} = 30\ \text{dB}/10\ \text{dB} = 3 : 1.$$

Znając wartość dB opt, można również oszacować potrzebne wzmocnienie aparatu słuchowego, konieczne do kompensacji danego ubytku słuchu, uwzględniając wielkość przesunięcia punktu dB opt na osi dB względem krzywej normowej. Do otrzymanej wartości zaleca się dodać + 15 dB tak zwanej rezerwy wzmocnienia.

Rezerwa wzmocnienia wynika z następujących faktów:

1) aparat słuchowy nie powinien pracować blisko poziomu nasycenia,
2) istnieje niekiedy konieczność chwilowego wzmocnienia sygnału,
3) z czasem zmniejsza się napięcie baterii zasilającej,
4) może pogorszyć się czułość słuchu pacjenta.

Znajomość wartości dB UCL pozwala wyznaczyć maksymalny poziom sygnału na wyjściu aparatu słuchowego (L_{max}) z optymalnym wykorzystaniem zakresu dynamiki pola słuchowego pacjenta:

$$L_{max} < \text{dB UCL} \tag{5}$$

Bibliografia

Amitay S., Hawkey D., Moore D., 2005, *Auditory frequency discrimination learning is affectecd by stimulus variability*, Percepcion & Psychophysics, 67(4).

Barratt H., Rowson V., 1982, *Normal variations in the masking effectiveness of the narrow band noisses of one audiometer*, Britisch J. Audiologie, 16, 3, s. 159–165.
Grimm G., Herzke T., Berg D., Hohmann V., 2006, *The Master Hearing Aid: A PC-Based Platform for Algorithm Development and Evaluation*, Acta Acustica, 92.
Gryczyńska D., 2007, *Otorynolaryngologia dziecięca*, a-medica Press, Bielsko-Biała.
Gryczyński M., Pajor A., 2005, *Audiometria tonalna*, [w:] M. Śliwińska-Kowalska (red.), *Audiologia kliniczna*, Mediton, Łódź, s. 113–119.
Gummer A., 2007, *Schäden in der Hörschnecke jetzt präzise lokalisierbar*, Tinnitus-Forum, 2.
Heise J., Verhez L., Mauermann M., 2007, *Ein effizientes Verfahren zur Bestimmung der Feinstruktur der Hörschwelle*, Zeitschrift für Audiologie, 46(4).
Hojan E., 1997, *Akustyka aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.
Hojan E., 2005, *Współczesne możliwości rehabilitacji uszkodzeń słuchu za pomocą aparatu słuchowego*, Otorynolaryngologia 4 (suppl. 1).
Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.
Hojan E., Hojan-Jezierska D., 2007, *Zasady stosowania aparatów słuchowych u dzieci*, [w:] D. Gryczyńska, *Otorynolaryngologia dziecięca*, a-medica Press, Bielsko-Biała.
Hojan E., Skrodzka E., 2005, *Audiologiczne aspekty akustyki i psychoakustyki*, [w:] M. Śliwińska-Kowalska (red.), *Audiologia kliniczna*, Mediton, Łódź.
Keller F., Geers V.J., Löwe A., Plath P., 1980, *Technische Hilfe bei der Rehabilitation Hörgeschädigter (Rehabilitation und Prävention)* [Taschenbuch], Springer Verlag, Berlin.
Martin F., 1991, *Introduction to audiology*, Prentice Hall, A Division of Simon & Schuster, New Jersey, USA.
Munro K., 2007, *Cochlear Dead Regions in Children: Assessment and Management Issues*, 4th Int. Conference A Sound Foundation Through Early Amplification, Chicago.
Pruszewicz A., 2010, *Diagnostyka zaburzeń słuchu*, [w:] A. Pruszewicz, A. Obrębowski (red. nauk.), *Audiologia kliniczna. Zarys*, Wydawnictwo UM, Poznań.
Pruszewicz A., Obrębowski A. (red. nauk.), 2010, *Audiologia kliniczna. Zarys*, Wydawnictwo UM, Poznań.
Pruszewicz A., Świdwiński P., 2005, *Metody psychofizyczne badania narządu słuchu*, [w:] M. Śliwińska-Kowalska (red.), *Audiologia kliniczna*, Mediton, Łódź.
Tchorz J., Reiße D., Lang S., 2007, *Verbessertes Sprachverstehen dank simulierte Ohrmuscheleffekte?*, Hörakustik, 6.
Yantis P., 1994, *Purtone air-condution threshold testing. Handbook for clinical audiology*, Katz J. Williams & Wilkins, Baltimore, s. 97–108.

3 SZUMY USZNE

GRAŻYNA BARTNIK

DEFINICJA, CHARAKTERYSTYKA SZUMÓW USZNYCH I NADWRAŻLIWOŚCI SŁUCHOWEJ

1. SZUMY USZNE – CHARAKTERYSTYKA, DEFINICJA, PODZIAŁ

Szumy uszne w języku angielskim określane są słowem ***tinnitus***. *Tinnitus* z łacińskiego oznacza 'dzwonienie' (łac. *tinnire*) (Bartnik, 2010). Szumy uszne przez pacjentów opisywane są w różny sposób, nie tylko jako dzwonienie, ale także jako: pisk, gwizd, świst, szum wiatru, szum morza, szum muszli, bulgotanie, tętnienie, pukanie, dudnienie, wycie, ćwierkanie, szelest gniecionego papieru i wiele innych dźwięków. Mogą być odczuwane w jednym uchu lub obu uszach, w głowie, z tyłu głowy lub obok głowy. Istnieją okresowo lub stale. Mogą mieć stały lub zmienny poziom maskowania, w trakcie trwania może zmieniać się ich głośność, wysokość, czyli brzmienie. Na jeden rodzaj szumu może nakładać się inny, czasami pacjenci słyszą kilka różnych dźwięków jednocześnie. Istnieje również duża rozpiętość w dokuczliwości szumów. Na jednym końcu skali znajdują się osoby, dla których odczuwane szumy nie stanowią problemu. Niektórych niepokoją i drażnią tylko w niewielkim stopniu, innym dokuczają znacznie bardziej. Jest duża grupa osób, którym szumy przeszkadzają jedynie w ciszy, na przykład podczas zasypiania i po przebudzeniu, zakłócają koncentrację i skupienie nad książką, relaks lub wypoczynek. Dla innych szumy uszne są istotnym problemem nawet w codziennym hałasie otoczenia, uniemożliwiają wykonywanie różnych czynności, zakłócają normalne funkcjonowanie na co dzień oraz nawet pracę zawodową. W skrajnych przypadkach doprowadzają do głębokiej rozpaczy i depresji, powodując cierpienie oraz rujnując w znacznym stopniu normalne życie (Bartnik, 2001, 2010).

Istnieje wiele różnych definicji i klasyfikacji szumu usznego w zależności od przyjętych kryteriów. Amerykański Narodowy Instytut Standardów definiuje szumy jako odczucie dźwięku bez pobudzenia zewnętrznego (ANSI, 1969) (Jastreboff, 1995). Definicja ta jest jednak mało precyzyjna. Obejmuje bowiem zarówno: halucynacje słuchowe związane ze schizofrenią, jak również wszystkie rodzaje szumów, niezależnie od mechanizmu ich powstawania. Jastreboff (1995) proponuje podział na szumy **subiektywne i obiektywne** (określane również dźwiękami somatycznymi). Pozwala to na pewne ujednolicenie problemu. Według tej klasyfikacji **szumy uszne subiektywne** są subiektywnym odczuciem dźwięku, które wynika wyłącznie z aktywności w obrębie układu nerwowego bez jakiejkolwiek odpowiadającej aktywności wibracyjnej, mechanicznej w obrębie ślimaka (Jastreboff, 1995).

Jeżeli dochodzi do pobudzenia mechanicznego w ślimaku, mówimy wtedy o **szumach obiektywnych,** czyli **dźwiękach somatycznych** (*somotosounds*) (Jastreboff, 1995). Jest to ten rodzaj dźwięków, który daje się zarejestrować w obiektywny sposób lub może być słyszalny przez osoby trzecie. Powstaje na podobnej drodze jak wrażenie dźwięku zewnętrznego. Generator szumów w tych przypadkach znajduje się w głowie lub szyi pacjenta, zawsze w pobliżu ucha. Szumy obiektywne pulsujące występują w różnego rodzaju patologiach naczyń krwionośnych, na przykład: we wrodzonych wadach oraz uszkodzeniach naczyń żylnych i tętniczych, w zwężeniach naczyń tętniczych spowodowanych miażdżycą, w łagodnym nadciśnieniu wewnątrzczaszkowym, w niektórych nowotworach. Szumy obiektywne niepulsujące są objawem: mioklonii podniebienia miękkiego, dysfunkcji stawu skroniowo-żuchwowego (*temporomandibular joint dysfunction*, TMD), skurczów klonicznych mięśni śródusznych, ziejącej trąbki słuchowej, otoemisji spontanicznej. Szumy obiektywne stanowią mniej niż 5% wszystkich spotykanych szumów (Bartnik, Fabijańska, Rogowski, 2001).

Szumy uszne subiektywne (*tinnitus*) są słuchową percepcją fantomową i stanowią ponad 95% wszystkich szumów. Jak sama nazwa wskazuje, szumy subiektywne słyszalne są tylko przez osobę, której dokuczają i nawet za pomocą najnowocześniejszej aparatury nie jest możliwe zarejestrowanie ich dźwięku. Są one wynikiem percepcji sygnału neuralnego dochodzącego z dróg słuchowych do kory słuchowej, tworzonego w procesach odmiennych od normalnego pobudzenia ucha (Jastreboff, 1990). W zdecydowanej większości przypadków ta patologiczna aktywność neuronalna, odpowiedzialna za subiektywne szumy uszne, generowana jest ze ślimaka (Jastreboff, 1990, 1995). Powstaje w wyniku zaburzeń ucha wewnętrznego dotyczących: mikromotoryki komórek słuchowych zewnętrznych, czynności kanałów jonowych, równowagi osmotycznej w ślimaku, stężenia jonów wapniowych,

biosyntezy białek ślimaka, neurotransmiterów (kwasu glutaminowego), białek kanałów jonowych. Istnieje również wiele hipotez powstawania patologicznej aktywności neuronalnej (odczytywanej następnie jako subiektywne szumy uszne) w innych miejscach drogi słuchowej, poza uchem wewnętrznym. Są to różne patologie w obrębie nerwu słuchowego, w wyższych piętrach drogi słuchowej czy w ośrodkach centralnych słuchu (Møller, 2011). Niezależnie od miejsca generacji patologicznej aktywności neuronalnej jest ona pierwszym krokiem ku rozwinięciu zjawiska subiektywnego szumu usznego. Pojawienie się tej aktywności wyzwala mechanizmy odpowiedzialne za jej: wykrywanie, wzmocnienie, postrzeganie, podtrzymywanie i ostatecznie percepcję w korze mózgowej dźwięków określanych jako szumy uszne subiektywne (Jastreboff, 1990). Z oceny psychoakustycznej większości szumów subiektywnych wyraźnie wynika, że ich odczucie różni się w zasadniczy sposób od dźwięku zewnętrznego. W maskowaniu nie ma korelacji z częstotliwością dźwięku maskującego, maskowanie kontrlateralne jest zwykle tak samo skuteczne, jak ipsilateralne. W przeciwieństwie do maskowania zewnętrznych dźwięków maskowanie szumu zwykle wymaga wzmożonej intensywności maskującego bodźca przez kilka minut, czasami szumy nie dają się zamaskować. Niemożliwe jest słyszenie szumu przez osoby trzecie oraz obserwuje się „inhibicję resztkową", to znaczy brak odczuwania szumów przez krótki czas po zakończeniu maskowania (Jastreboff, 1995). Słowem **tinnitus**, według wielu badaczy, powinno się określać jedynie szumy subiektywne.

Niektórzy autorzy dla szumów usznych wywołanych wyłącznie dysfunkcją lub patologią w drodze słuchowej stosują określenie **szum słuchowy** (*auditorytinnitus*) (Sanchez, Rocha, 2011). W praktyce klinicznej dość często spotyka się pacjentów, u których obserwuje się zjawisko pojawiania się szumów usznych lub zmiany brzmienia już istniejących (ich nasilenie bądź wyciszenie) po manipulacjach głową czy szyją, ruchach żuchwy, ruchach gałek ocznych, napinaniu mięśni twarzy, szyi i karku, ucisku niektórych miejsc na twarzy, głowie lub szyi (Levine, 1999). Są to tak zwane **szumy somatosensoryczne** (*somatosensory-tinnitus*). Zazwyczaj pojawiają się po urazach głowy lub szyi, zabiegach stomatologicznych, ortodontycznych, manipulacjach w okolicy stawu skroniowo-żuchwowego lub po operacjach kręgosłupa szyjnego. Szumy somatosensoryczne są pochodną problemów/patologii w obrębie głowy i szyi, a nie samego ucha (Sanchez, Rocha, 2011). Należy wspomnieć również o często spotykanym w klinice zjawisku **somatosensorycznej modulacji** szumów usznych (*somatosensory-modulation of tinnitus*). O somatosensorycznej modulacji możemy mówić wtedy, gdy pobudzenie układu somatosensorycznego powoduje zmianę w odczuciu

szumu, to znaczy wyzwala szum lub go nasila, powoduje zmianę wysokości czy lokalizacji szumu. Somatosensoryczną modulację szumów usznych obserwuje się u znacznej liczby pacjentów zarówno z szumami somatosensorycznymi, jak i z szumami słuchowymi. Jest to dowód na istnienie anatomicznych i fizjologicznych połączeń pomiędzy układem słuchowym i układem somatosensorycznym (Levine, 1999; Sanchez, Rocha, 2011).

Tinnitusa ma wiele podobieństw z **bólem** (Møller, 2011). Zarówno tinnitus, jak i ból mogą mieć rozmaite formy. Tinnitus i centralny ból neuropatyczny są odczuciami fantomowymi, powstają bez pobudzenia receptorów obwodowych. Chroniczny tinnitus i ból neuropatyczny są skutkiem zmian plastycznych w ośrodkowym układzie nerwowym. Oba zjawiska wiążą się z patologiczną aktywacją neuronalnej plastyczności i są doznaniami subiektywnymi, bez możliwości obiektywnego pomiaru. Stopień odczuwania (percepcji) zarówno 'tinnitusa', jak i bólu neuropatycznego zależy od wielu czynników, na przykład oczekiwań, stresu, stanu emocjonalnego. Zarówno ból, jak i tinnitus mają silne, emocjonalne składowe, mogą zaburzać wiele czynności życiowych (np. spanie, koncentrację, pracę), a także wpływać destrukcyjnie na życie. Tinnitus często współistnieje z obniżoną tolerancją na dźwięki, podobnie jak ból z obniżoną tolerancją na stymulacje bólowe. Znaczący tinnitus oraz ból wywołują cierpienie i same są określane tym słowem. Pewne formy tinnitusa i bólu mogą być modulowane przez elektryczną stymulacje skóry. Układ współczulny moduluje odczuwanie zarówno tinnitusa, jak i bólu (Møller, 2011). Inne podobieństwa to: brak efektywnych terapii, różnoraka etiologia oraz wciąż skąpa wiedza na temat anatomicznych i fizjologicznych podstaw tych zaburzeń.

2. NADWRAŻLIWOŚĆ SŁUCHOWA – DEFINICJA, CHARAKTERYSTYKA

Nadwrażliwość słuchowa, czyli obniżona tolerancja na dźwięki to przykre, czasami wręcz bolesne odczuwanie dźwięków otoczenia o poziomie mniejszym niż 100–90 dB HL. Z klinicznych obserwacji wynika, że około 40% pacjentów z szumami usznymi przejawia w różnym stopniu nadwrażliwość na dźwięki (Bartnik, 2010). Czasami osiąga ona tak wysoki poziom, że ludzie nie są w stanie tolerować nawet normalnych dźwięków w ich środowisku – codziennych odgłosów z otoczenia, zwykłej rozmowy czy cichej muzyki. Stan słuchu może być przy tym całkowicie w normie. Najczęściej jednak to zaburzenia obwodowej części narządu słuchu wyzwalają wiele nieprawidłowych procesów w centralnych drogach słuchowych, prowadząc do po-

wstania nadwrażliwości na dźwięki. W układzie nerwowym człowieka działają bardzo silne mechanizmy kompensacyjne. Ośrodkowy układ nerwowy (również jego część słuchowa) stara się wyrównywać wszelkie „defekty obwodowe". Zmniejszający się napływ informacji z obwodu kompensuje zwiększeniem wrażliwości ośrodków biorących udział w wykrywaniu i percepcji dźwięku. Wzmocnienie w drodze słuchowej 'wymyka się' spod kontroli, dochodzi do utraty równowagi pomiędzy wzmocnieniem i hamowaniem na różnych jej poziomach. Dzieje się tak również przy prawidłowo funkcjonującym uchu, na przykład po przebywaniu w kabinie ciszy, przy dłuższym zatkaniu przewodu słuchowego zewnętrznego lub dłuższej izolacji od zewnętrznych dźwięków. W wyniku zdolności kompensacyjnych ośrodkowego układu nerwowego (OUN), który dba o jak największe pozyskiwanie informacji, dochodzi do nadmiernej aktywności receptorów i neuronów centralnych (Jastreboff, 2011). Sytuacja taka prowadzi do obniżenia progu dyskomfortowego słyszenia. Oznacza to, że dźwięki cichsze od 90 dB HL stają się wyraźnie dyskomfortowe w odbiorze, powodują reakcję wegetatywną, a często nawet silny ból w uchu. W zależności od miejsca, gdzie pierwotnie dochodzi do zaburzeń, wyróżniamy nadwrażliwość (Marriage, Barnes, 1995):

1. **Obwodową** – związaną z brakiem odruchu z mięśnia strzemiączkowego, który stanowi naturalny mechanizm chroniący ślimak przed zbyt głośnymi dźwiękami. Gdy ten mechanizm zawodzi, wówczas przy danym natężeniu bodźca do ślimaka dociera więcej energii akustycznej niż zwykle, co może powodować zwiększone odczuwanie głośności danego dźwięku. Z taką sytuacją spotykamy się na przykład w przebiegu obwodowego porażenia nerwu twarzowego, zespole Ramsaya Hunta, po stapedektomii, w męczliwości mięśni (*myasthenia gravis*).

2. **Mieszaną** (**obwodowo-centralną**) – występującą przy uszkodzeniu ślimaka – przy niedosłuchach ślimakowych, gdzie częstym objawem klinicznym jest zjawisko wyrównania głośności (*recruitment*). Oznacza ono nienormalnie szybki przyrost głośności wraz ze wzrostem stymulacji. Zjawisko to powstaje w wyniku utraty nieliniowości w mikromechanice ślimaka. Nieliniowość odpowiedzi oznacza brak proporcjonalności między wychyleniem błony podstawnej a intensywnością bodźca akustycznego. Jest ona zawsze powiązana z właściwym funkcjonowaniem mechanizmu aktywnego w ślimaku. Powstanie zjawiska nadwrażliwości słuchowej w przypadku uszkodzenia ślimaka dobrze tłumaczy model dotyczący szybkości wzrostu liczby pobudzonych neuronów w stosunku do wzrostu natężenia bodźca. Wskutek uszkodzenia komórek słuchowych zewnętrznych dochodzi do zaburzenia równowagi między hamowaniem i wzmacnianiem w central-

nych ośrodkach słuchowych. Brak hamowania, które odbywa się za pośrednictwem synaps eferentnych, doprowadza do wzrostu liczby wyładowań we włóknie nerwowym. Po urazie akustycznym następuje całkowity brak hamowania, co objawia się brakiem spadku liczby wyładowań w danym włóknie dla częstotliwości wyższej od częstotliwości charakterystycznej. Dla danej częstotliwości charakterystycznej liczba wyładowań przy niskich natężeniach bodźca nie ulega zmianie, natomiast po przekroczeniu pewnego poziomu natężenia gwałtownie się zwiększa. Wskutek tego powstaje wrażenie nadmiernego przyrostu głośności, co jest najprawdopodobniej odpowiedzialne za powstanie nadwrażliwości słuchowej (Katz, 1994).

3. **Centralną**, która jest związana z zaburzeniami poziomu 5-hydroksytryptaminy (5-HT), czyli serotoniny w ośrodkowym układzie nerwowym (Marriage, Barnes, 1995). Serotonina jest aminą biogenną produkowaną w mózgu oraz jelitach z tryptofanu i odgrywa rolę 'hamującą' w OUN. Związana jest z mechanizmami snu, procesami emocjonalnymi, napędem ruchowym, seksualnym i pokarmowym. Wpływa modulująco na przekaźnictwo bodźców czuciowych i bólowych. Reguluje ponadto czynność podwzgórza i przysadki, zwłaszcza wydzielanie ACTH i gonadotropin. Niedobór, jak i nadmiar serotoniny może być przyczyną nadwrażliwości słuchowej towarzyszącej migrenowym bólom głowy, zespołowi odstawienia benzodwuazepin, depresji, niedoborowi pirydoksyny czy zespołowi chronicznego zmęczenia (Marriage, Barnes, 1995).

3. MIZOFONIA I FONOFOBIA

Od nadwrażliwości słuchowej należy odróżnić **mizofonię** i **fonofobię**. Mizofonia jest to 'nielubienie' niektórych dźwięków. Mizofonia jest najczęściej związana z jakimś przeżyciem w przeszłości. Niektóre dźwięki, niosące negatywne konotacje, wywołują dyskomfort i awersję, chociaż nie zawsze wprost proporcjonalnie do ich natężenia. Fonofobia wiąże się z lękiem przed dźwiękami (tak, jak inne fobie). Lęk ten wynika najprawdopodobniej z utrwalonego, nadmiernego pobudzenia układu limbicznego – odpowiedzialnego za emocje. Cechą charakterystyczną zarówno mizofonii, jak i fonofobii jest wybiórcze nietolerowanie niektórych dźwięków, zwykle kojarzonych z przykrym doświadczeniem, podczas gdy inne, nawet znacznie głośniejsze, nie powodują dyskomfortu. Obniżenie progu dyskomfortowego słyszenia nie jest dowodem na *hyperacusis*, może wynikać bowiem też z mizofonii lub fonofobii (Jastreboff, 2011). Nadwrażliwość słuchowa często po leczeniu przechodzi w mizofonię lub wręcz fonofobię. Wszystkie te trzy

patologie mogą z sobą współistnieć, co często zdarza się w praktyce klinicznej. Najlepszym sposobem ich rozróżnienia jest dokładnie zebrany wywiad z pacjentem. W postawieniu trafnej diagnozy pomaga doświadczenie lekarza oraz obserwacja zachowania się badanego podczas niespodziewanego narażenia go na głośniejszy dźwięk (Bartnik, 2010).

4. EPIDEMIOLOGIA SZUMÓW USZNYCH I NADWRAŻLIWOŚCI SŁUCHOWEJ

Biorąc pod uwagę częstość występowania szumów usznych oraz dolegliwości, jakie wywołują, można śmiało powiedzieć, że jest to w dużej mierze problem społeczny. Szacuje się, że szumy uszne o znaczeniu klinicznym, czyli trwające dłużej niż 5 min, odczuwa kilkanaście procent całego społeczeństwa świata. Z badań Colesa, przeprowadzonych w Wielkiej Brytanii, wynika, że około 40% osób dorosłych odczuwa szumy uszne (Bartnik, 2010), z tego u 8% szumy są bardzo uciążliwe, a u 0,5%, czyli ponad 200 tys. os., nie pozwalają na prowadzenie normalnego życia. Z kolei w Niemczech około 10 mln ludzi odczuwa szumy uszne, a 1,5 mln czuje się bardzo dotkniętych tą dolegliwością (Bartnik, 2010). W Stanach Zjednoczonych szumy uszne dotyczą aż 40 mln os. Dla co czwartej osoby są problemem w życiu codziennym. Średnio szumy uszne są zjawiskiem nieznacznie częściej występującym u kobiet, dotyczą każdego wieku (choć ich częstość rośnie wraz ze starzeniem się) i każdej rasy (Bartnik, 2010). W literaturze naukowej brak jest dokładnych danych epidemiologicznych na temat nadwrażliwości słuchowej. Informacje o nadwrażliwości słuchowej w piśmiennictwie światowym dotyczą raczej występowania tego zjawiska w konkretnych patologiach, na przykład w porażeniu nerwu twarzowego, w zespole Williamsa czy we współistnieniu z szumami usznymi. Szacuje się, że nadwrażliwość słuchowa współistnieje w od 10 do 40% przypadków z szumami usznymi (Jastreboff, 2011). Często też bywa ich zwiastunem. Z badań przeprowadzonych w Polsce na przełomie 1998/1999 r., przez Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, wynika, że szumy uszne odczuwa co piąty dorosły Polak (powyżej 18. roku życia), natomiast stałe szumy uszne ma około 5% naszej populacji (Fabijańska i in., 1999). Częstość występowania szumów usznych rośnie z wiekiem, a szumy przemijające mają z czasem tendencję do przechodzenia w szumy o charakterze stałym. Wśród osób w wieku 55–64 lat stałe szumy uszne ma co dziesiąty Polak, a w wieku 75 lat i więcej już co piąty. Szumy uszne w naszym kraju nieznacznie, choć istotnie częściej występują u mężczyzn we wszystkich grupach wiekowych, z wyjątkiem jednej, to jest po-

między 34.–45. rokiem życia (Fabijańska i in., 1999). W badaniach tych wykazano, że nadwrażliwość słuchową postrzega u siebie 15,2% respondentów. Szumy uszne i nadwrażliwość słuchową ma 8% badanych, natomiast 39,8% osób z szumami usznymi nadwrażliwość słuchową. Z kolei 52,6% osób z nadwrażliwością słuchową ma szumy uszne. Nadwrażliwość słuchową i stałe szumy uszne ma 2,3% badanych, 46,6% osób ze stałymi szumami nadwrażliwość słuchową, a 14,8% osób z nadwrażliwością słuchową stałe szumy uszne. Nadwrażliwość słuchowa w Polsce częściej występuje u mężczyzn. Wśród respondentów z nadwrażliwością słuchową 61% stanowili mężczyźni, 39% kobiety (Fabijańska i in., 1999).

5. DIAGNOSTYKA SZUMÓW USZNYCH I NADWRAŻLIWOŚCI SŁUCHOWEJ

5.1. Szumy uszne w różnych schorzeniach ucha

Szumy uszne prawie zawsze towarzyszą czuciowo-nerwowym uszkodzeniom słuchu, na przykład: urazowi akustycznemu, chorobie Ménière'a, otosklerozie ślimakowej, niedosłuchowi typu *presbyacusis*, uszkodzeniu ślimaka w przebiegu chorób układu krążenia i metabolicznych, zakażeniom wirusowym i bakteryjnym, zatruciom endo- i egzogennym, nagłej głuchocie, silnym stresom, zaburzeniom psychicznym i emocjonalnym. Pojawiają się jako efekt ototoksycznego działania substancji chemicznych oraz niektórych leków, bywają skutkiem urazów mechanicznych głowy i szyi. Należy jednak pamiętać, że dość często spotyka się pacjentów z idiopatycznymi szumami usznymi, kiedy nie udaje się wyraźnie stwierdzić przyczyny szumów ani jakiejkolwiek patologii miejscowej czy ogólnej. Subiektywnie słuch tych osób również nie odbiega od normy (Bartnik, 2010).

Poniżej przedstawiono hipotetyczne mechanizmy powstawania szumów usznych w najczęstszych patologiach/schorzeniach ucha oraz drogi słuchowej.

W **otosklerozie** zwykle dochodzi do unieruchomienia strzemiączka i wynikającego z tego niedosłuchu przewodzeniowego. Otoskleroza w obrębie błędnika, bez unieruchomienia strzemiączka, prowadzi do utraty słuchu typu odbiorczego. W miarę trwania choroby oraz rozszerzania się zmian na struktury ślimaka i błędnika dochodzi do niedosłuchu typu mieszanego z trwałym obniżeniem krzywej kostnej. Pacjenci z niedosłuchem przewodzeniowym często zgłaszają lepsze słyszenie mowy w hałasie (zjawisko zwane *paracusis* Willisi). W audiogramie tonalnym obserwuje się załamek

Carharta (przy 2000 Hz). Szumy uszne występują zazwyczaj jednocześnie z niedosłuchem. Mogą mieć różny charakter: często są podobne do pisku, ale też mogą mieć niskie brzmienie lub brzmieć jak szum szerokopasmowy. Czasami są to szumy pulsujące. Istnieje wiele hipotez na temat powstawania szumu usznego w otosklerozie (Bartnik, 2010). Oto najważniejsze z nich: w wyniku niedosłuchu przewodzeniowego zredukowany jest efekt „maskingu" otoczenia, stąd łatwość w percepcji szumów usznych; nowo utworzona tkanka kostna ma bogate unaczynienie, co sprzyja występowaniu szumu pulsującego; proces otosklerotyczny doprowadza do malformacji naczyniowych (tworzą się połączenia tętniczo-żylne), które mogą doprowadzać do pulsującego szumu; szum ślimakowy może powstawać w wyniku działania toksycznych enzymów wytwarzanych w procesie niszczenia kości ślimaka oraz „inwazji" kości ślimaka czy zaburzeń w ukrwieniu ucha wewnętrznego.

Inne schorzenia ucha prowadzące do niedosłuchu przewodzeniowego lub mieszanego, jak: zaleganie woskowiny w przewodzie słuchowym zewnętrznym, ostre i podostre stany zapalne ucha zewnętrznego i środkowego, wysiękowe zapalenie ucha środkowego, różne rodzaje przewlekłego zapalenie ucha środkowego, uszkodzenia układu przewodzącego ucha po urazach lub w przebiegu procesów zapalnych, perforacje błony bębenkowej pourazowe i pozapalne, również doprowadzają do powstania szumów usznych. Obniżenie możliwości odbioru dźwięków otoczenia w tych stanach sprzyja „wybiciu się" szumu usznego na pierwszy plan i utrwaleniu jego percepcji. W niektórych opisywanych przypadkach szumy uszne mogą powstać na drodze jatrogennej, kiedy stan zapalny ucha leczony jest na przykład lekami ototoksycznymi powodującymi jednoczesne uszkodzenie elementów zmysłowych w uchu wewnętrznym (Bartnik, 2010).

Mechanizm powstawania szumu usznego w **chorobie Ménière'a** jest również nie do końca potwierdzony. W przypadkach tych obserwuje się wzrost stężenia hormonu antydiuretycznego (ADH), co prowadzi do większej objętości śródchłonki i dalszych, wynikających z tego zaburzeń elektrolitowych. Przypuszcza się, że wzmożone ciśnienie w narządzie Cortiego może prowadzić do znacznych zaburzeń czynności komórek słuchowych zewnętrznych, czego wynikiem jest zaburzenie procesów depolaryzacji i repolaryzacji tych komórek. Czasami dochodzi nawet do przerwania błony Reissnera i zmieszania endolimfy z perylimfą, co wywołuje trwałą depolaryzację komórek słuchowych, zaburza ich funkcjonowanie, trwale je uszkadzając (Jastreboff, 1995).

Ototoksyczne działanie leków. Do leków najbardziej znanych z ototoksyczności należą: antybiotyki aminoglikozydowe, makrolidowe, peptydo-

we, przeciwgrzybicze, przeciwnowotworowe, syntetyczne chemioterapeutyki przeciwnowotworowe, leki odwadniające, niesterydowe leki przeciwzapalne, niektóre leki hormonalne oraz leki przeciwzimnicze. Mechanizmy ototoksyczności nie są do końca poznane w każdym przypadku, ale najczęściej polegają na: zaburzaniu funkcji kanałów jonowych w komórkach słuchowych, zaburzeniach elektrolitowych w płynach ślimaka (co prowadzi do zwiększenia stężenia jonów sodu w endolimfie i jonów potasu w perylimfie), niszczeniu komórek słuchowych przez wolne rodniki, hamowaniu aktywności dekarboksylazy ornityny (ornityna jest ważnym enzymem biorącym udział w procesie regeneracji komórki), pobudzaniu receptorów glutaminergicznych na synapsie aferentnej komórek słuchowych wewnętrznych, zaburzeniu równowagi osmotycznej w uchu wewnętrznym (zwiększanie przepuszczalności błony komórkowej, spadek aktywności cyklazy adenylowej, zaburzenie w funkcjonowaniu fosfoinozytoli), zwiększaniu przepuszczalności naczyń w prążku naczyniowym (Bartnik, 2001, 2010). Kliniczne uszkodzenie ucha wewnętrznego objawia się: obustronnym, odbiorczym upośledzeniem słuchu (głównie dla wyższych częstotliwości), szumami usznymi oraz zaburzeniami przedsionkowymi. Stopień uszkodzenia ślimaka i objawy kliniczne tego uszkodzenia zależą od wielu czynników. Do najistotniejszych należą: rodzaj i farmakokinetyka leku, czas i sposób stosowania, droga podania, dawka, interakcja z innymi lekami, czynniki zewnętrzne (fizyczne i chemiczne), czynniki wewnętrzne (wrażliwość pacjenta), ogólny stan zdrowia, wydolność wątroby i nerek, predyspozycje genetyczne, obecność ognisk zapalanych itp.

Hałas może powodować uszkodzenie słuchu i/lub szumy uszne poprzez jednorazową ekspozycją na dźwięk o wysokim poziomie ciśnienia akustycznego (wybuch, wystrzał, koncert rockowy, głośna muzyka) lub dłuższym (często wieloletnim) działaniu na narząd słuchu. Ten pierwszy rodzaj uszkodzenia nosi nazwę urazu akustycznego (*acoustic trauma*), często jest niesymetryczny i charakteryzuje się stosunkowo krótkim działaniem hałasu oraz nagłym wystąpieniem takich objawów, jak niedosłuch o charakterze zmysłowo-nerwowym (czasowy lub trwały) oraz szumy uszne. Uraz akustyczny przy szczególnie dużym ciśnieniu akustycznym działającym na ucho (wybuch, wystrzał) może doprowadzić także do uszkodzenia ucha zewnętrznego i środkowego. Wieloletnie narażenie na hałas prowadzi zwykle do tak zwanego uszkodzenia słuchu spowodowanego hałasem (*noise-induced hearingloss*, NIHL), które może być uznane za chorobę zawodową. Szacunkowo szumy uszne występują u około 20–40% osób z zawodowym uszkodzeniem słuchu. Zazwyczaj towarzyszą pohałasowym ubytkom słuchu różnego rodzaju, a w przypadku urazów akustycznych często się utrwa-

lają, nawet po ustąpieniu niedosłuchu. Powstanie szumu usznego po narażeniu na hałas związane jest zawsze z zaburzeniem lub uszkodzeniem ucha/drogi słuchowej. W ekspozycji poniżej 125 dB SPL w narządzie Cortiego dominują zaburzenia metaboliczne. Dochodzi wtedy do: stresu oksydacyjnego i wzmożonej produkcji wolnych rodników, nadmiernego wytwarzania neuroprzekaźnika (kwasu glutaminowego) w synapsie pomiędzy komórką słuchową wewnętrzną a włóknem aferentnym oraz do zaburzeń krążenia w prążku naczyniowym. Jeśli ekspozycja przekracza 125 dB SPL, zwykle następuje mechaniczne uszkodzenie ślimaka. W tych przypadkach, oprócz ucha wewnętrznego, uszkodzeniu mogą ulec błona bębenkowa oraz struktury ucha środkowego. Zmiany patomorfologiczne po zadziałaniu hałasu dotyczą przede wszystkim komórek słuchowych (szczególnie zewnętrznych), ale również komórek podporowych, włókien narządu słuchowego i komórek zwojowych w drodze słuchowej. Hałas uszkadza tylko część słuchową ucha wewnętrznego, zatem na ogół nie obserwuje się zawrotów głowy. Niedosłuchowi czuciowo-nerwowemu towarzyszą zazwyczaj szumy uszne (Śliwińska-Kowalska, 2005).

Niedosłuch starczy (*presbyacusis*) spowodowany jest zmianami inwolucyjnymi we wszystkich częściach ucha i drogi słuchowej. Zmiany dotyczą: ucha zewnętrznego, środkowego, wewnętrznego, zwojów spiralnych i nerwów ślimakowych oraz ośrodków słuchowych w ośrodkowym układzie nerwowym (OUN). Do najbardziej typowych zmian w procesie starzenia się należą: postępujący niedosłuch odbiorczy typu zmysłowo-nerwowego z upośledzeniem słyszenia głównie w zakresie wyższych częstotliwości, zaburzenia rozumienia mowy, szczególnie w bardziej hałaśliwym pomieszczeniu oraz szumy uszne – najczęściej o wysokim brzmieniu. Szumy uszne w wieku starszym bardzo często towarzyszą niedosłuchowi, a stopień i tempo pogłębiania się niedosłuchu wydaje się mieć w znacznym stopniu uwarunkowanie genetyczne (Bartnik, 2010). Zarówno niedosłuch, jak i szumy uszne w największym stopniu są skutkiem uszkodzenia ucha (głównie ucha wewnętrznego). Co piąty Polak w wieku 75 lat i powyżej ma stałe szumy uszne i szuka pomocy z tego powodu (Fabijańska i in., 1999).

Guzy przewodu słuchowego wewnętrznego i kąta mostowo-móżdżkowego. Najczęstszym guzem tych okolic jest nerwiak nerwu przedsionkowo-ślimakowego (*acoustic neuroma/vestibularschwannoma*) wywodzący się z osłonki Schwanna nerwu przedsionkowego. Stanowi on do 90% wszystkich guzów kąta (Szyfter, Borucki, 2005). Chociaż wyniki badań i dane z piśmiennictwa potwierdzają tezę, że szumy uszne z powodu nerwiaka występują rzadko (od 0,34 do 0,57% wszystkich przypadków z szumem usznym) – zawsze, szczególnie w przypadku jednostronnego szumu uszne-

go, należy wykluczyć tę patologię (Bartnik, 2010). Wzrost guza jest z reguły tak powolny, że często samoistnie dochodzi do kompensacji wcześniej występujących objawów przedsionkowych, a na pierwszy plan wysuwa się deficyt słuchowy. Charakteryzuje się on jednostronnym, postępującym osłabieniem słuchu dotyczącym wysokich częstotliwości (powyżej 4000 Hz), z szumami usznymi po tej stronie. Czasami epizody nagłej, ustępującej, jednostronnej głuchoty mogą być jedynym objawem rosnącego nerwiaka. Nierzadko pierwszym objawem są szumy uszne, a dopiero w drugiej kolejności dołącza się niedosłuch. W miarę wzrostu guza pojawiają się dyskretne zaburzenia równowagi (najczęściej typu potykania się i zawadzania o przedmioty), a znaczne rozmiary guza mogą doprowadzić do zaawansowanych objawów neurologicznych (uszkodzenie nerwów czaszkowych, wzrost ciśnienia wewnątrzczaszkowego, ucisk na móżdżek). Generator patologicznej aktywności neuronalnej odpowiedzialnej za szumy uszne usytuowany jest wtedy najprawdopodobniej w sąsiedztwie nerwiaka (są to uszkodzone przez ucisk włókna nerwu słuchowego). Powstanie szumów usznych w tych przypadkach oparte jest na poniższych hipotezach: ucisk nerwiaka na nerw słuchowy powoduje uszkodzenie osłonki mielinowej włókien nerwu słuchowego i doprowadza do połączenia „poprzecznego" (*cross-talk*) pomiędzy włóknami; ucisk nerwiaka na nerw słuchowy powoduje wzrost wyładowań stochastycznych w nerwie słuchowym; ucisk nerwiaka na nerw słuchowy powoduje deaferentację obwodową i następnie uwrażliwienie neuronów centralnych; ucisk nerwiaka na dolną gałąź nerwu przedsionkowego wyzwala odpowiedź z włókien eferentnych, doprowadzając do zmniejszenia hamowania na włóknach aferentnych narządu słuchowego; wzrost nerwiaka doprowadza równocześnie do zaburzeń ukrwienia ślimaka; polipeptydy produkowane przez nerwiaka powodują biochemiczną degradację ślimaka (Bartnik, 2010).

Oprócz nerwiaka nerwu VIII szumy uszne mogą być objawem innych guzów wewnątrzczaszkowych, takich jak kłębczak, naczyniak czy oponiak. Wtedy jednak w obrazie klinicznym występuje zazwyczaj więcej różnorakich objawów – najczęściej neurologicznych.

5.2. Złożony proces diagnostyki pacjenta z szumami usznymi

Ze względu na częste współistnienie szumów usznych z różnymi patologiami ucha lub innymi schorzeniami ogólnymi – również zaburzeniami psychologiczno-emocjonalnymi – diagnostyka tych dolegliwości często jest złożona. W jej skład wchodzi **diagnostyka otorynologiczna**, **otoneurologiczna**, **audiologiczna**, **neurologiczna**, **internistyczna**, **psychologiczna**, **a czasami**

też psychiatryczna. To kompleksowe podejście do pacjenta z szumami usznymi ma na celu postawienie trafnej diagnozy i podjęcie najodpowiedniejszej terapii w każdym, indywidualnym przypadku. Ważnym zadaniem w diagnostyce jest wyeliminowanie organicznych patologii (np. procesów zapalnych czy rozrostowych) zagrażających zdrowiu lub życiu, które mogą być źródłem szumów i które wymagają innego leczenia, szczególnie operacyjnego (Bartnik, 2010).

Wywiad z pacjentem jest pierwszym niezwykle istotnym elementem w diagnostyce pacjentów z szumami usznymi i/lub nadwrażliwością na dźwięki. Dostarcza cennych informacji o prawdopodobnej etiologii szumów, ich historii, charakterze, początku, przebiegu i nasileniu dolegliwości. Jego przeprowadzenie zwykle oparte jest na kwestionariuszu pierwszego kontaktu z pacjentem, co warunkuje pewną systematykę zebranych danych i tym samym możliwość ich porównania w trakcie oraz po zakończeniu terapii. Bardzo istotne jest określenie współistniejących schorzeń miejscowych lub ogólnych, które mogą generować czy wzmagać istniejące dolegliwości i które wymagają niezależnego leczenia. Przebyta infekcja ucha i/lub górnych dróg oddechowych, uraz akustyczny lub mechaniczny głowy, zatrucie pokarmowe, skok ciśnienia tętniczego, zaburzenia hormonalne lub metaboliczne, operacje, stresy, zaburzenia migrenowe, gwałtowne zmiany temperatury i/lub ciśnienia otoczenia, a także wiele innych zdarzeń może mieć decydujące znaczenie w etiologii powstania szumów i/lub nadwrażliwości słuchowej. Dodatkowo należy pamiętać, że szumy uszne występuje też w chorobach ogólnoustrojowych (stąd potrzeba diagnostyki internistycznej). Nadciśnienie tętnicze, cukrzyca, alergia, borelioza, choroby weneryczne, zaburzenia hormonalne (głównie niedoczynność tarczycy), niedobór cynku, podrażnienie układu wegetatywnego w przebiegu zmian zwyrodnieniowych lub pourazowych w kręgosłupie szyjnym wpływają pośrednio lub bezpośrednio na metabolizm ucha wewnętrznego i mogą przyczynić się do powstania lub nasilenia szumów usznych. Leczenie przyczynowe tych stanów może spowodować złagodzenie lub nawet całkowite ustąpienie dolegliwości. Zawsze powinno być prowadzone równolegle do terapii szumów.

U niektórych pacjentów znaczącą rolę w procesie powstawania zjawiska szumów mogą odgrywać czynniki psychogenne: intensywne lub przewlekłe stresy, zaburzenia nerwicowe, depresje, zaburzenia osobowości itp. W każdym z tych przypadków niezbędna jest często diagnostyka oraz opieka psychologiczna i/lub psychiatryczna prowadzona równolegle do terapii szumów. Zaniechanie w tych przypadkach terapii psychologicznej równocześnie z TRT prowadzi do braku sukcesu terapeutycznego. Należy wspomnieć także o przypadkach pacjentów, u których szumy uszne zostały wywołane przez

ekstremalnie stresogenne przeżycia. Są to osoby z tak zwanym zespołem stresu pourazowego (*Post-Traumatic Stress Disorder*, PTSD). Samo wspomnienie tych wydarzeń może u nich nasilić intensywność i dokuczliwość szumów usznych. Pacjenci z szumami usznymi i stresem pourazowym stanowią zawsze duży problem terapeutyczny, a szumy uszne są potencjalnym czynnikiem nasilającym zespół zaburzeń w PTSD (Fagelson, 2007). Potencjalny związek pomiędzy szumami usznymi i czynnikami natury psychologiczno-emocjonalnej jest zawsze dwukierunkowy. Szumy uszne mogą nasilić wcześniejsze zaburzenia psychologiczno-emocjonalne, ale też osoby z szumami częściej doświadczają tych zaburzeń. Rozpoznanie PTSD jest bardzo istotne, gdyż pacjenci ci wymagają szczególnego podejścia i troski podczas terapii (Fagelson, 2007). Zazwyczaj konieczna jest dla nich również pomoc psychologiczna i psychiatryczna, aby uzyskać pozytywne efekty leczenia.

Podczas zbierania wywiadu, na podstawie analogowej skali od 0 do 10 (*Visual Analog Scale*, VAS) dokonuje się określenia przez pacjenta stopnia świadomości, intensywności i dokuczliwości szumów, ich wpływu na życie oraz konkretne czynności dnia codziennego (Jastreboff, Jastreboff, 1999). Za pomocą VAS określa się również nasilenie nadwrażliwości słuchowej, dla której potwierdzenia dobrze zebrany wywiad ma znaczenie decydujące (Jastreboff, Jastreboff, 1999). Opierając się na różnych kwestionariuszach, szczególnie użyteczny jest Tinnitus Handicap Inventory (THI), przeprowadza się ocenę stanu emocjonalno-psychicznego pacjenta, stopień, w jakim szumy uszne utrudniają/upośledzają jego życie. U pacjentów z wysoką liczbą punktów (*high scores*) w THI częściej stwierdza się dodatkowo zaburzenia psychologiczne lub psychiatryczne (Wilson, Henry, 2000).

Badanie otorynolaryngologiczne (ORL) należy wykonać bezpośrednio po zebraniu wywiadu u każdego pacjenta z szumami usznymi. Szczególną uwagę trzeba zwrócić na: otoskopię z oceną ruchomości błony bębenkowej, badanie nosa i nosogardła oraz drożności trąbek słuchowych. Szumy uszne często towarzyszą stanom zapalnym górnych dróg oddechowych, ucha środkowego, nosa, nosogardła i trąbek słuchowych. Należy pamiętać również o ewentualnych 'ogniskach' w okolicy głowy i szyi generujących szumy obiektywne (*somatosounds*). W przypadkach szumów tętniących (pulsujących) trzeba myśleć o patologiach naczyniowych (zwężenia naczyń tętniczych, przetoki naczyniowe) oraz zawsze wykluczyć kłębczaka szyjnego lub bębenkowego.

Badania otoneurologiczne, **neurologiczne**, **internistyczne** często pozwalają wykryć współistnienie patologii w układzie równowagi (obwodowym bądź ośrodkowym) lub obecność innych schorzeń neurologicznych czy ogólnych mających wpływ na szumy uszne.

Badania audiologiczne. Diagnostyka audiologiczna, obejmująca badania subiektywne i obiektywne, pozwala ocenić funkcję i stan ucha oraz drogi słuchowej od obwodu do ośrodków centralnych. Dzięki tym badaniom w większości przypadków udaje się wykryć miejsce generacji nieprawidłowej impulsacji neuronalnej w drodze słuchowej, która jest postrzegana jako szumy uszne. W wielu przypadkach diagnostyka audiologiczna ma znaczenie terapeutyczne, gdyż po zapoznaniu pacjenta z wynikami badań udaje się zredukować wiele jego lęków związanych z szumami. Do ważnych badań audiologicznych u pacjentów z szumami i/lub obniżoną tolerancją na dźwięki należą:

1. Badania podstawowe – audiometria tonalna (AT), otoemisja spontaniczna (SOE), otoemisja produktów zniekształceń nieliniowych ślimaka (*distortion product otoacoustic emission*, DPOAE), audiometria mowy (AS), audiometria impedancyjna (AI) tympanogram i odruchy z mięśni strzemiączkowych.

2. Badania mające na celu określenie stopnia nadwrażliwości słuchowej: (LDL – *loudness discomfort level* lub UCL – *uncomfortable level*) dla mowy żywej i dla tonów czystych, DPOAE, wywiad.

3. Charakterystyka szumu: określenie częstotliwości (wysokości szumu) i natężenia (głośności szumu), określenie progu białego szumu, określenie minimalnego progu szumu białego potrzebnego do zamaskowania szumu pacjenta (*Minimal Masking Level*, MML). W przypadku kilku różnych dźwięków odczuwanych jednocześnie przez pacjenta powinno się scharakteryzować szum najbardziej uciążliwy (*Most Troublesome Tinnitus*, MTT). Należy podkreślić, że parametry szumu uzyskane w badaniach psychoakustycznych mają w większości jedynie orientacyjne znaczenie. Nie od nich zależy bowiem stopień dokuczliwości szumu i prognoza poprawy po terapii. Według Jastreboffa (1994), cennym parametrem diagnostycznym, pozwalającym śledzić postępy terapii, jest dla szumów minimalny poziom maskowania (*Minimal Masking Level*, MML) i dla nadwrażliwości słuchowej poziom dyskomfortowego słyszenia (*Loudness Discomfort Level*, LDL). MML mierzy zdolność ośrodkowego układu nerwowego do detekcji sygnału szumowego w obecności dodatkowej impulsacji nerwowej spowodowanej maskowaniem. Jeżeli po pewnym okresie leczenia pacjent stwierdza poprawę kliniczną (ustępowanie szumów), wtedy MML się obniża, bo już mniejsze natężenie dźwięku zewnętrznego wystarcza do zamaskowania szumu własnego pacjenta. Jeżeli poprawa nie występuje, MML zwykle wzrasta. Łączy się to najprawdopodobniej z tym, że negatywne emocje związane z brakiem poprawy po terapii nasilają wykrywanie szumów (Jastreboff, Hazell, Graham, 1994). Krzywa poziomu LDL zwykle obniża się w trakcie terapii, co

obrazuje przestrajanie dróg słuchowych na niższe poziomy wzmocnienia i monitoruje stopniowe ustępowanie nadwrażliwości słuchowej (Hazell, Sheldrake, 1991; Hazell, Sheldrake, Graham, 2002; Jastreboff, 2011).

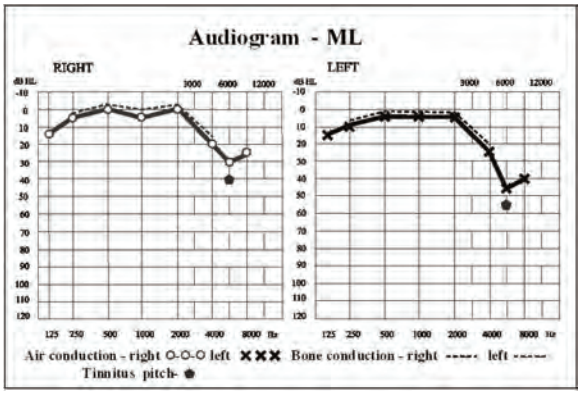
Zapis emisji otoakustycznych należy obecnie do podstawowych badań w diagnostyce uszkodzeń ucha wewnętrznego, potencjalnego generatora szumów usznych. U wielu pacjentów z szumami usznymi można zaobserwować zaburzenia w pomiarach otoemisji przy całkowicie prawidłowym słuchu w audiometrii tonalnej i audiometrii mowy. Zdecydowanie najbardziej użytecznym badaniem jest otoemisja produktów zniekształceń nieliniowych ślimaka (DPOAE) (Bartnik, 2010). Stwierdzono, że rozproszone uszkodzenie komórek słuchowych zewnętrznych (*Outer Hair Cells*, OHCs), nawet do 30% ich ogólnej liczby, nie odbija się jeszcze ubytkiem słuchu w audiogramie, a można je zidentyfikować badaniem DPOAE. Jest to zgodne z teorią dysharmonicznego zniszczenia układów komórek rzęsatych zewnętrznych (OHCs) i wewnętrznych (*Inner Hair Cells*, IHCs), która zakłada, że miejsca na błonie podstawnej z największym uszkodzeniem komórek rzęsatych zewnętrznych (OHCs) są odpowiedzialne za generację sygnału neuralnego odczytywanego następnie jako szum (Jastreboff, 1995). Badania DPOAEs u pacjentów z prawidłowym słuchem oraz z szumami usznymi i/lub nadwrażliwością słuchową potwierdzają fakt, że w pierwszej kolejności dochodzi u nich do dysfunkcji/uszkodzenia komórek słuchowych zewnętrznych w ślimaku, co przejawia się zaburzonym poziomem otoemisji akustycznych, szczególnie DPOAEs (Bartnik i in., 2002; Bartnik, 2010).

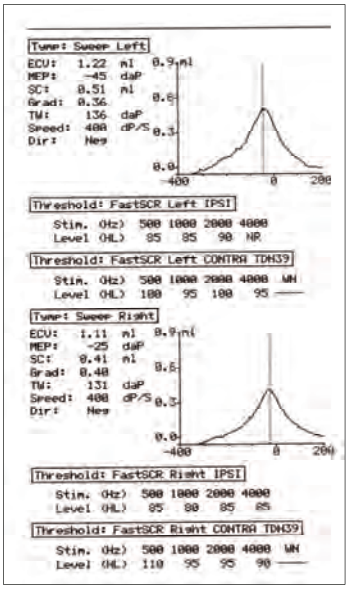
Istnieje wiele badań dotyczących regulacji obwodowego receptora słuchowego przez wyższe piętra OUN za pośrednictwem włókien układu eferentnego. Stwierdzono spadek amplitudy otoemisji w uchu badanym przy stymulacji kontralateralnej (Collet i in., 1994). Poprzez pętlę sprzężenia zwrotnego pomiędzy układem aferentnym i eferentnym dochodzi w tych przypadkach do zwiększenia sztywności narządu Cortiego, ograniczenia możliwości ruchu rzęsek komórek słuchowych zewnętrznych (OHCs), a co się z tym wiąże – zmniejszenia depolaryzacji i hamowania również ich ruchów szybkich. Mechanizm ten może być odpowiedzialny za spadek amplitudy otoemisji po narażeniu ucha na duży hałas. Również bodźce pozaakustyczne mogą wpływać na zmianę amplitudy otoemisji. Stwierdzono doświadczalnie udział dróg eferentnych w procesach wybiórczej uwagi, szczególnie podczas wykonywania zadań związanych z koncentracją wzrokową (Puel, 1994). Badania te potwierdzają teorię wybiórczej uwagi połączonej z filtrowaniem mniej ważnych bodźców w OUN jako jednej z podstaw neurofizjologicznego modelu powstawania szumów usznych. Zaburzenia układu eferentnego w chorobach demielinizacyjnych, patologiach miejscowych (guz,

wylew) mają również swoje odzwierciedlenie w zapisie otoemisji akustycznych, które mogą służyć jako cenne narzędzie diagnostyczne w tych przypadkach.

Przy podejrzeniu procesów rozrostowych, szczególnie w miejscu przebiegu nerwu VIII, oprócz tradycyjnych, wspomnianych badań audiometrycznych wykonuje się badanie funkcji narządu przedsionkowego (najlepiej badanie elektronystagmograficzne, ENG) oraz rejestrację słuchowych potencjałów wywołanych z pnia mózgu (ABR-latencje). Wynik badania ABR-latencje jest podstawą dalszej diagnostyki metodami obrazowania, to jest tomografią komputerową (*Computed Tomography*, CT) lub lepiej rezonansem magnetycznym (*Magnetic Resonance Imaging*, MRI) (Bartnik, 2010).

Na rycinie 1 przedstawiono przykładowe badania audiologiczne u pacjenta M.L. z obustronnym szumem usznym.

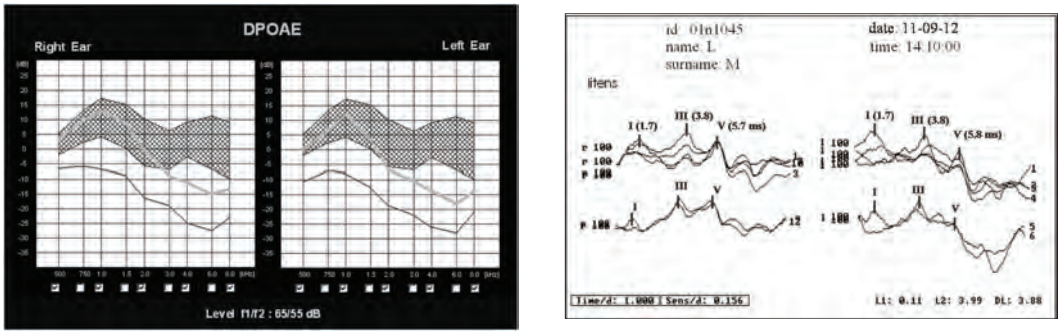




Ryc. 1. Audiogram

Kropkami obok audiogramów zaznaczono głośność i wysokość odczuwanego szumu (40 dB HL i 6000 Hz w uchu prawym oraz 55 dB HL i 6000 Hz w uchu lewym); po stronie prawej audiometria impedancyjna badanego pacjenta.

Wysokość szumów usznych pacjenta (ok. 6000 Hz w obu uszach) przypada na częstotliwości największego spadku audiogramu oraz pasma częstotliwości obniżonego sygnału DPOAEs.



Ryc. 2. Poziom DPOAE i ABR-latencje u tego samego pacjenta

Jednymi z najnowocześniejszych metod, przy użyciu których próbuje się obiektywnie mierzyć szumy uszne, są tomografia emisji pozytronowej (*Positron Emission Tomography*, PET) i tomografia emisji fotonowej (*Single Photon Emission Computed Tomography*, SPECT) oraz badania czynnościowym rezonansem magnetycznym (*funcional Magnetic Resonance Imaging*, fMRI). Za pomocą tych badań „obrazuje się" obszary największej aktywacji mózgu u pacjentów z szumami usznymi (Langguth, DeRidder, 2011). Pomimo że badania te wykonuje się ciągle na niewielkiej liczbie osób, wartość PET, SPECT oraz fMRI dla rozwoju nowych strategii diagnostycznych i terapeutycznych pacjentów z szumami usznymi jest ogromna (Langguth, DeRidder, 2011).

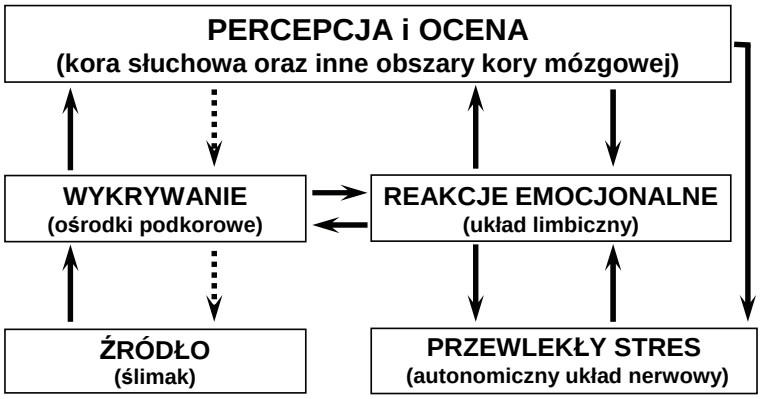
6. TERAPIA METODĄ TRT

6.1. Ogólna charakterystyka metody

Metoda **Tinnitus Retraining Therapy** (**TRT**) ma prowadzić do habituacji szumów usznych lub przyspieszać tę habituację, jeśli naturalnie się już rozpoczęła. Metoda TRT została opracowana w połowie lat 80. XX w. przez Jastreboffa (Jastreboff, 1990, 1995, 2011; Jastreboff, Hazell, 2004). Opiera się na tak zwanym neurofizjologicznym modelu powstawania szumów usznych, który zakłada, że w proces odczuwania szumu zaangażowane są wszystkie poziomy dróg słuchowych i kilka podsystemów ośrodkowego układu nerwowego (OUN). Proces rozwoju szumu, jego chroniczny charakter, stopień nasilenia i w konsekwencji sposób terapii jest, według tego modelu, ścisłe związany z uwarunkowanymi odruchami odbywającymi się na poziomie

podkorowym, zachodzącymi bez świadomości pacjenta. Do rozwoju zjawiska szumów usznych prowadzą następujące stadia: generacja, detekcja (wykrywanie), percepcja oraz wynikająca z percepcji szumów aktywacja układu limbicznego i autonomicznego układu nerwowego. Zgodnie z neurofizjologicznym modelem system słuchowy dostarcza sygnału szumowego (najczęściej w konsekwencji uszkodzeń ślimakowych), ale dokuczliwość szumów usznych rozwija się wskutek pobudzenia limbicznego i autonomicznego układu nerwowego. Jeśli negatywne asocjacje nie są związane z szumem, wtedy mają miejsce tylko trzy początkowe stadia. Tak więc, odczuwanie szumów usznych nie jest zawsze jednoznaczne z ich dokuczliwością. Opierając się na tej teorii, można łatwo wytłumaczyć, dlaczego pacjenci tak różnie odbierają szumy, dlaczego dla jednych są one tylko obojętnym bodźcem, podczas gdy dla innych stanowią prawdziwy, życiowy problem.

Zależności w procesie powstawania szumów usznych najlepiej ilustruje diagram Jastreboffa (Jastreboff, Hazell, 2004) (ryc. 3).

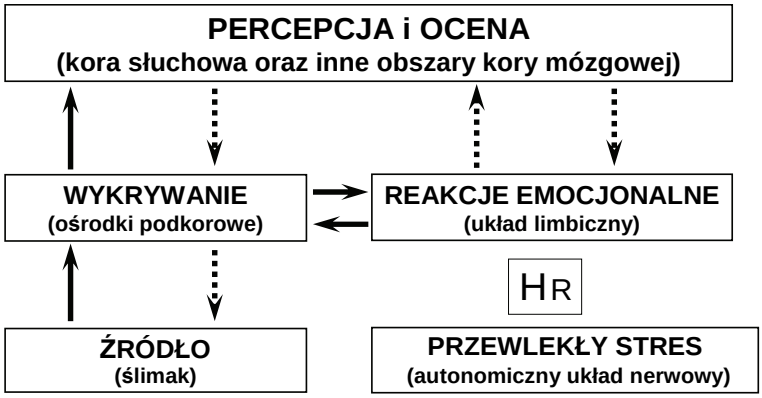


Ryc. 3. Neurofizjologiczny model generacji szumów usznych (diagramy opracowane na podstawie: Jastreboff, 1990; Jastreboff, Hazell, 2004)

Pobudzenie systemu limbicznego i autonomicznego systemu nerwowego rozwija się poprzez pętlę sprzężenia zwrotnego na poziomie podkorowym oraz poziomie korowym i jest oparte na odruchach uwarunkowanych. Sprawą podstawową jest fakt, że zgodnie z neurofizjologicznym modelem powstawania szumu zjawiska te dokonują się na poziomie podświadomości i mogą być tylko częściowo kontrolowane przez świadome myślenie. Habituacja jest możliwa dzięki temu, że odruchy uwarunkowane można zniwelować poprzez „przetrenowanie"' układu nerwowego. Zatem habituacja rozumiana zgodnie z tym modelem polega na stopniowym, pasywnym wy-

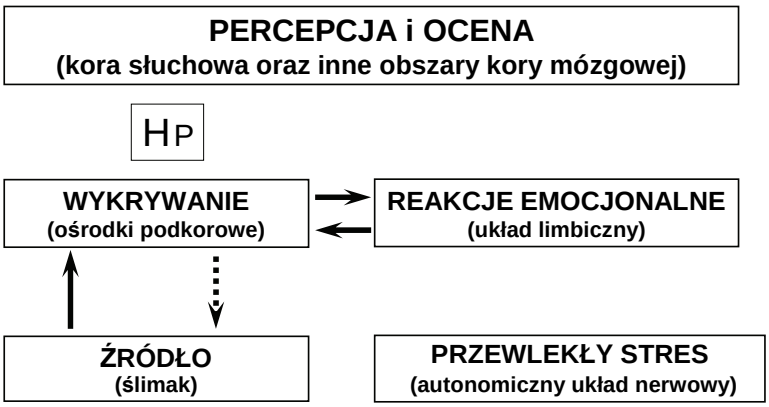
gaszaniu wytworzonych odruchów uwarunkowanych. Zgodnie z modelem neurofizjologicznym istnieją dwa rodzaje habituacji, do których dąży się w trakcie procesu terapeutycznego. Jest to: **habituacja reakcji** (**HR**) na szum i **habituacja percepcji** (**HP**) szumów usznych.

Habituację reakcji osiąga się podczas wielu konsultacji (konsultacji głównej i konsultacji kontrolnych), których liczba jest dobierana w sposób indywidualny. Celem jej jest zniesienie lęku, rozdrażnienia, zniecierpliwienia, buntu, gniewu i napięcia związanego z szumami usznymi. Habituacja reakcji znosi przewlekły stres związany z szumami usznymi, niweluje negatywne reakcje na szumy i zdecydowanie poprawia stan pacjenta (ryc. 4).



Ryc. 4. Habituacja reakcji (HR) według modelu neurofizjologicznego (diagramy opracowane na podstawie: Jastreboff, 1990; Jastreboff, Hazell, 2004)

Habituację percepcji osiąga się poprzez terapię dźwiękiem, używając różnych urządzeń podwyższających poziom tła akustycznego: generatorów szumu szerokopasmowego, generatorów różnych obojętnych dźwięków lub dźwięków natury, a w przypadkach pacjentów z niedosłuchem – aparatów słuchowych stosowanych zgodnie z zaleceniami terapeuty. Uważa się, że habituacja percepcji szumów jest osiągnięta, jeśli sygnał neuronalny, który wcześniej rozpoznawany był jako szumy uszne, zostaje zablokowany, zanim dotrze do kory słuchowej i naszej świadomości lub zostaje 'zresetowany' z kory słuchowej (jeśli się już utrwalił jako fantomowa percepcja). Najczęściej, po zakończeniu TRT, percepcja szumów nie znika całkowicie, ale szumy są zdecydowanie rzadziej postrzegane i ich świadomość zmniejsza się diametralnie. Poniżej przedstawiono diagram obrazujący pełną habituację percepcji. W praktyce nie zawsze jest to możliwe, ale po osiągnięciu habituacji reakcji nawet niepełna habituacja percepcji przynosi znaczną ulgę pacjentowi (ryc. 5).



Ryc. 5. Habituacja percepcji (HP) według modelu neurofizjologicznego (diagramy opracowane na podstawie: Jastreboff, 1990; Jastreboff, Hazell, 2004)

Habituacja percepcji zwykle „podąża" za habituacją reakcji. Habituacja percepcji zachodzi powoli, ale systematycznie. W większości przypadków po zakończeniu terapii (po ok. 18–24 miesiącach) szumy uszne są słyszalne tylko w sytuacjach, gdy cała uwaga pacjenta jest na nich skupiona. Nadwrażliwość słuchową udaje się zwykle wyeliminować lub znacząco złagodzić w pierwszej kolejności.

6.2. Rozwój zjawiska szumów usznych

Zgodnie z modelem neurofizjologicznym, niezależnie od miejsca generacji nieprawidłowej aktywności neuronalnej w drodze słuchowej, sygnał spowodowany tą nieprawidłową aktywnością przechodzi następujące etapy w obrębie systemu nerwowego, zanim zostanie postrzegany jako szum (Jastreboff, 1995):

Etap I – polega na wykrywaniu sygnałów związanych z szumem z ciągłego hałasu aktywności spontanicznej i wzbudzonej dźwiękiem. Neurony w całym układzie słuchowym mają wysoki poziom naturalnej aktywności spontanicznej. Oznacza to, że nawet w całkowitej ciszy neurony wysyłają impulsy elektryczne wzdłuż neuronalnych dróg słuchowych od ucha do kory mózgowej. Nie słyszymy ich jednak jako dźwięk. Jest to tak zwana losowa aktywność spontaniczna określana jako kod ciszy. W przypadku zaburzeń lub patologii w drodze słuchowej schemat wyładowań neuronalnych najprawdopodobniej się zmienia. Układ nerwowy odznacza się szcze-

gólnie czułymi mechanizmami wykrywania nowych, wcześniej niedoświadczonych sygnałów. Dlatego każdy nieprawidłowy wzór aktywności nerwowej będzie łatwy do wyłonienia ze spontanicznej aktywności tła. Wykrywanie nieprawidłowej aktywności nerwowej następuje na podstawie rozpoznania wzorca przenoszonego przez zespoły neuronów w sposób powiązany z sieciami neuronowymi lub holograficznymi sieciami neuronowymi (Jastreboff, Hazell, 2004; Møller, 2011).

Podczas etapu II dochodzi do postrzegania i oceny nowych sygnałów neuronalnych powstających w drodze słuchowej. Kiedy sygnały sensoryczne zostaną wykryte przez podkorowe ośrodki słuchowe, przechodzą proces klasyfikacji, przydzielania kategorii i oceny ich znaczenia (Jastreboff, 1995; Jastreboff, Hazell, 2004; Møller, 2011). Sygnały, które nie niosą ważnych informacji, są szybko eliminowane. Człowiek nie jest świadomy obecności większości sygnałów sensorycznych, które do niego docierają, z wyjątkiem tych, na których skupia uwagę. Jedynie sygnały nowe, świeże lub kojarzone poprzez doświadczenie ze stanem emocjonalnym osiągają etap świadomego postrzegania. Szczególnie istotne są sygnały związane z przeżyciem i wskazujące na zagrożenie życia. Pojawienie się szumów w uszach na ogół wzbudza lęk o zdrowie, a czasem o życie. Wykrywanie wzoru szumów jest więc nasilone przez skojarzenie go z jakimś zagrożeniem zdrowia, które zwiększa poczucie niebezpieczeństwa, to z kolei zwiększa wykrywanie szumów. Tworzy się błędne koło i pacjent nie ma z niego wyjścia. Dochodzi do pobudzenia systemu limbicznego (emocje) i kory przedczołowej – kontrolującej połączenia wielu sensorycznych, skojarzeniowych i emocjonalnych systemów podtrzymujących zachowania odruchowe. Wzrost odczuwania szumu zapewnia tak zwany wzrost wyładowań w neuronach centralnych (*wind upprinciple*) na skutek stałej, niewielkiej impulsacji dochodzącej z obwodu (Jastreboff, Hazell, 2004; Møller, 2011). Należy też wspomnieć o tak zwanej regule wzmocnienia (*kindling principle*), która obowiązuje jako jedna z podstawowych zasad w OUN. Polega ona na tym, że stały, słaby sygnał nerwowy, działający przez dłuższy czas, wyzwala wiele zmian morfologicznych i czynnościowych w OUN, mobilizując zmiany plastyczne w połączeniach neuronalnych i doprowadzając do tworzenia nieprawidłowych impulsów nerwowych. Stłumienie generatora patologicznego sygnału nerwowego (w tym wypadku generatora szumów) może nie zahamować impulsów powstałych w nowo utworzonych pętlach neuronalnych. Tak więc, szumy uszne mają tendencję do utrwalania się w „pamięci mózgowej" w wyniku powstawania „szkodliwej plastyczności mózgu". Stąd najprawdopodobniej biorą się niepowodzenia leczenia chronicznych szumów usznych poprzez chirurgiczne zniszczenie ślimaka lub przecięcie nerwu VIII (Møller, 2011).

6.3. Zasady terapii metodą TRT

Tinnitus Retraining Therapy (**TRT**) zmierza do tego, by szumy stały się doznaniem możliwie jak najbardziej obojętnym dla pacjenta i jednocześnie jak najmniej uświadamianym. Głównym zadaniem prowadzącego TRT jest wydostanie pacjenta z mechanizmu błędnego koła. Prowadzi to do zniwelowania jakichkolwiek negatywnych reakcji i asocjacji związanych z szumami, a tym samym ułatwia habituację wrażenia szumów usznych, to znaczy zmniejszenie lub nawet zniesienie ich percepcji w korze mózgowej (Bartnik, Skarżyński, 2005; Jastreboff, Hazell, 2004; Jastreboff, 2011). Do tych celów wiodą dwie równoległe drogi postępowania: **konsultacje terapeutyczne** oraz **trening dźwiękiem**. Należy podkreślić, że te dwie drogi wzajemnie się uzupełniają i są nierozerwalnie związane. O ile w pewnych przypadkach można uzyskać pozytywny efekt terapeutyczny, prowadząc tylko konsultacje, o tyle stosowanie samego treningu dźwiękiem jest zawsze błędem w sztuce (Bartnik, Skarżyński, 2005; Bartnik, 2010; Jastreboff, 1995; Jastreboff, Hazell, 2004).

6.4. Konsultacje terapeutyczne

Mają one za zadanie dostarczyć pacjentowi rzetelnych informacji na temat szumów usznych: czym są, w jaki sposób powstają, jak można je pokonać. Celem konsultacji jest pełna demistyfikacja szumu, spowodowanie, by pacjent całkowicie przestał się go obawiać. Niezwykle ważne jest także zapoznanie pacjenta z wynikami przeprowadzonych badań audiologicznych, wytłumaczenie pacjentowi, co dzieje się w jego narządzie słuchu i wskazanie potencjalnego miejsca generacji szumu. Kolejną sprawą jest wspólne zastanowienie się, jaka przyczyna mogła doprowadzić do generacji zmienionej aktywności neuronalnej w drogach słuchowych, która została odczytana jako szumy uszne. Po zapoznaniu pacjenta z potencjalnym mechanizmem powstania szumów w jego konkretnej sytuacji omawiane są podstawowe cele i zasady metody TRT. Profesjonalne konsultacje lekarskie doprowadzają do habituacji negatywnych reakcji i emocji związanych z szumami usznymi, co oznacza, że szumy (nawet jeśli nadal są obecne) stają się całkowicie obojętnym bodźcem (Jastreboff, 1995; Jastreboff, Hazell, 2004; Jastreboff, 2011).

6.5. Rola dźwięku

Dźwięk w TRT ma za zadanie zmniejszyć kontrast w drogach słuchowych pomiędzy sygnałem szumów a tłem otoczenia (Bartnik, 2010; Jastreboff,

Hazell, 1999, 2004). Jest to niezwykle istotne dlatego, że każdy bodziec w OUN jest wykrywany na zasadzie kontrastu, to znaczy im bardziej dany bodziec wyróżnia się z tła, tym szybciej i lepiej jest rozpoznawany. Dzięki temu białe przedmioty najłatwiej zauważyć na ciemnym tle, a każdy dźwięk będzie prostszy do identyfikacji, jeśli w tle jest cisza. W warunkach ciszy również sygnał szumów jest najlepiej słyszalny, bo jest wtedy jedynym bodźcem dla dróg słuchowych. Dodatkowo w ciszy aktywność neuronalna związana z szumami jest wzmacniana na różnych piętrach drogi słuchowej i dlatego delikatny sygnał szumowy odbierany jest często jako bardzo głośny dźwięk. Należy więc podnieść poziom tła akustycznego otoczenia, zmniejszając w ten sposób kontrast w drogach słuchowych, a szumy po pewnym czasie „wtopią" się w tło i nie będą tak łatwo postrzegane. Stąd zawsze mocno akcentowane jest zalecenie: „unikaj ciszy".

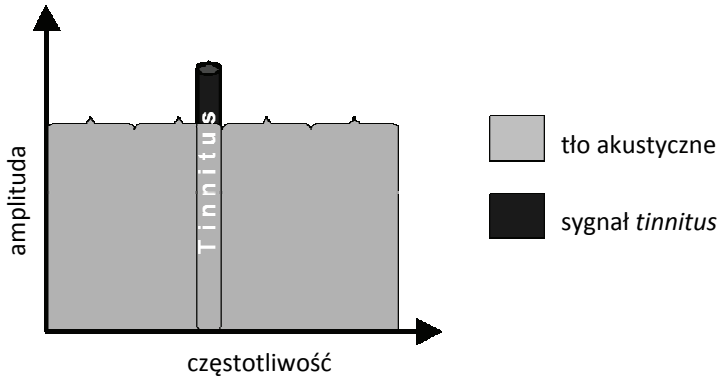
Dźwięk może być dostarczany za pomocą różnych urządzeń, na przykład kasety, radia, urządzenia elektrycznego, ale najwygodniej jest używać go z generatorów szumu szerokopasmowego (Bartnik, 2010; Jastreboff, Hazell, 2004; Jastreboff, 2011). Są to urządzenia zaopatrzone w potencjometr głośności, noszone za uchem lub w małżowinie usznej, ale zawsze tak, by nie obturować wejścia do przewodu słuchowego zewnętrznego. Szum szerokopasmowy z generatorów nigdy nie powinien zagłuszać szumów własnych, ma za zadanie jedynie zmniejszać kontrast w drogach słuchowych. Odpowiednio ustawione generatory (zawsze dwa, nawet w przypadku jednostronnego szumu usznego) należy nosić minimum 7–8 godz. dziennie. Im dłużej w ciągu doby nosi się generatory, tym szybciej pojawiają się korzystne efekty. Czas treningu wynosi minimum 18 miesięcy, a często jest przedłużany do 24 miesięcy lub nawet dłużej. Dodatkowo pacjent powinien zapewnić sobie wzbogacone tło akustyczne otoczenia, nawet w nocy, by podczas fizjologicznego przebudzenia nie spotkać się z ciszą. Do tego celu najlepszy jest generator dźwięków, który należy postawić przy łóżku, tak zwany *bedside generator*. Dla pacjentów, którym szumy dokuczają głównie w ciszy (wieczorem, w nocy i rano), często w zupełności wystarcza do terapii dźwięk generowany z takiego generatora (Bartnik, 2010).

W przypadku pacjentów z niedosłuchem do treningu używa się wzbogaconego tła akustycznego otoczenia wzmocnionego przez odpowiednio dobrane i ustawione aparaty słuchowe. Niedosłuch jest bowiem jakby „przebywaniem w ciszy". Niesprawne ucho nie jest w stanie odbierać części dźwięków z otoczenia i sygnał szumów zaczyna wybijać się na pierwszy plan, będąc najwyraźniejszym bodźcem w drogach słuchowych. Założenie aparatu przywraca naturalne środowisko dźwiękowe człowieka, dzięki czemu sygnał szumów przestaje być dominujący i zwykle dość szybko pa-

cjenci odczuwają poprawę. Aparat słuchowy służy więc dwóm równoległym celom – poprawie komfortu porozumiewania się z otoczeniem oraz terapii szumów usznych.

Jeżeli pacjent ma niedosłuch średniego do znacznego stopnia (na poziomie od 60 do 80 dB HL), aparat słuchowy razem z generatorem może być bardziej przydatny niż sam aparat słuchowy. Dla tych ubytków słuchu wymagany jest duży stopień wzmocnienia, co może uniemożliwiać tylko częściowe maskowanie szumu usznego w aparacie słuchowym. W tych przypadkach do zmniejszenia wychwytywania szumów usznych w ciszy najlepszy jest szum z generatora połączonego z aparatem słuchowym. Szum z generatora zastępuje ciche dźwięki otoczenia, którymi zawsze powinny otaczać się osoby aparatowane z szumami usznym. Dla pacjentów z głębszymi ubytkami słuchu (powyżej 80 dB HL) terapia dźwiękowa staje się znacznie trudniejsza do wprowadzenia w życie, ponieważ często niemożliwe jest wzmocnienie cichych dźwięków otoczenia do poziomu słyszalności. Osoby z szumami usznymi i głębokim niedosłuchem mogą być kandydatami do wszczepienia implantu ślimakowego i osiągania pewnej ulgi ze stymulacji elektrycznej (Tyler, 1995).

W przypadku współistnienia niedosłuchu i nadwrażliwości słuchowej terapię rozpoczyna się od nadwrażliwości, używając (jeśli to możliwe) generatorów szumu szerokopasmowego. Po wyleczeniu pacjenta z nadwrażliwości należy wykonać próbę aparatowania i ewentualnie dalszą terapię oprzeć na aparacie słuchowym i podwyższonym tle akustycznym otoczenia.



Ryc. 6. Zasady terapii dźwiękiem w TRT (opracowanie własne na podstawie: Jastreboff, 1990; Jastreboff, Hazell, 2004)

Tło akustyczne (*acoustic background*) **nie maskuje** sygnału szumowego (*tinnitus signal*).

Jedna z zasad TRT mówi, że „ważny jest dźwięk", a nie „urządzenie go wytwarzające" (Jastreboff, Hazell, 2004). Dla pewnej grupy pacjentów nie stosuje się specjalistycznych urządzeń, zalecając jedynie otaczanie się wzbogaconymi dźwiękami przez jak najdłuższy czas w ciągu doby. Ważne jest, by dźwięk stosowany do treningu był możliwie obojętny, nie budził emocji, nie przyciągał uwagi. Do tego celu użyteczne są szumy (np. z radia ustawionego między stacjami, szum nienagranej taśmy magnetofonowej, szum nawilżacza powietrza, wentylatora) czy jakieś dźwięki natury. Mogą być także inne, obojętne emocjonalnie dźwięki (np. cicho grające radio lub muzyka z taśmy). Najważniejsze jest to, by stanowiły one tylko tło akustyczne do własnego szumu i nie maskowały go (ryc. 6).

6.6. Kategorie terapeutyczne

Na podstawie wywiadu oraz wyników badań audiologicznych, w trakcie konsultacji głównej, każdego pacjenta przydzielamy do jednej z pięciu kategorii terapeutycznych (Bartnik, 2010; Jastreboff, 1990; Jastreboff, Hazell, 2004; Jastreboff, 2011). W tabeli przedstawiono kryteria warunkujące przydział pacjenta do danej kategorii terapeutycznej.

Tabela. Pacjent z szumami usznymi w poszczególnych kategoriach terapeutycznych

Kategoria	*Hyperacusis*	Ekspozycja na dźwięk	Subiektywny niedosłuch
0	brak	brak długotrwałego efektu	nieobecny
I	brak	brak długotrwałego efektu	nieobecny
II	brak	brak długotrwałego efektu	obecny
III	obecna	brak długotrwałego efektu	nieobecny lub obecny
IV	obecna	długotrwały efekt*	nieobecny lub obecny

* Długotrwały efekt oznacza nasilenie się szumów i/lub nadwrażliwości słuchowej na minimum kilka godzin po ekspozycji na głośny dźwięk.

Źródło: Jastreboff, 1990

Zgodnie z tabelą kategorie 0 i I mają te same kryteria doboru pacjentów. Jednak w **kategorii 0** szumy nie są skomplikowanym problemem dla pacjenta. W kategorii tej stosuje się konsultacje terapeutyczne i zaleca stałe unikanie ciszy poprzez otaczanie się cichymi dźwiękami otoczenia. W **kategorii I**

szumy stanowią poważny problem dla pacjenta i najczęściej w znacznym stopniu zakłócają jego życie. W terapii stosuje się konsultacje terapeutyczne i generatory szumu szerokopasmowego z głośnością szumu w pobliżu tak zwanego punktu mieszania (*mixing point*), co oznacza, że szum z generatorów w momencie ustawienia ma mieć prawie takie natężenie, jak własne szumy pacjenta. Szumy uszne nie powinny być zagłuszane w trakcie terapii dźwiękiem. W **kategorii II** głównym problemem pacjenta jest niedosłuch z towarzyszącymi szumami usznymi. Terapię prowadzi się poprzez trening dźwiękami otoczenia wzmocnionymi przez odpowiednio dobrane i ustawione aparaty słuchowe. W pewnych przypadkach można zastosować aparat słuchowy razem z generatorem szumu szerokopasmowego „w jednym unicie", chociaż w Polsce nie jest to zbyt popularne rozwiązanie. W **kategorii III** oprócz szumów usznych występuje zjawisko nadwrażliwości słuchowej, która może być głównym problemem pacjenta. W kategorii tej prowadzimy częste konsultacje terapeutyczne i generatory szumu szerokopasmowego z głośnością szumu lekko powyżej progu słyszenia. Natężenie szumu z generatorów w przebiegu terapii stopniowo się zwiększa. Konieczne jest monitorowanie poziomu dyskomfortowego słyszenia (LDL). Jeśli terapia jest prowadzona prawidłowo, próg LDL powinien się stopniowo podwyższać aż do oczekiwanych wartości (czyli ok. 90–100 dB HL). W **kategorii IV** oprócz szumów i nadwrażliwości słuchowej pacjent obserwuje u siebie długotrwałe (minimum przez kilka godzin) nasilenie szumów i/lub nadwrażliwości słuchowej po hałasie, co w tabeli zaznaczono jako tak zwany długotrwały efekt. Pacjenci tej kategorii powinni być pod szczególną kontrolą. Często nadwrażliwość na dźwięki jest ich zasadniczym problemem. Wymagają bardzo częstych konsultacji terapeutycznych oraz zawsze leczenia przy użyciu generatorów szumu szerokopasmowego (zausznych), ustawionych na progu słyszenia (Bartnik, 2010; Jastreboff, Hazell, 1999, 2004). Natężenie szumu generatorów w przebiegu terapii należy bardzo delikatnie zwiększać pod kontrolą LDL, zaczynając ustawienie od progu słyszenia. Stopniowe podwyższanie się progu LDL świadczy o zachodzącej habituacji (Hazell, Sheldrake, Graham, 2002; Jastreboff, 1990; Jastreboff, Hazell, 2004; Jastreboff, 2011).

Powyższy podział nigdy nie może być traktowany jednoznacznie. W praktyce klinicznej zdarzają się pacjenci z szumami usznymi nie mieszczący się w żadnej z kategorii (np. z niedosłuchem i nadwrażliwością słuchową). W tych przypadkach terapię dźwiękową należy zawsze rozpocząć od generatorów, gdyż najpierw trzeba doprowadzić do pozbycia się nadwrażliwości słuchowej (Bartnik, 2010).

7. PROCEDURY OCENY WYNIKÓW REHABILITACJI SZUMÓW USZNYCH

7.1. Przebieg TRT i ocena wyników terapii

Terapia metodą TRT zaczyna się od przeprowadzenia głównej konsultacji bezpośrednio po zakończeniu badań diagnostycznych. Konsultacja ta kończy się zakwalifikowaniem pacjenta do odpowiedniej kategorii terapeutycznej i zaleceniem odpowiednich urządzeń trenujących. Na kolejnej wizycie następuje dopasowanie i ustawienie generatorów szumu szerokopasmowego, aparatów słuchowych lub innych urządzeń do terapii dźwiękiem oraz wytłumaczenie pacjentowi, w jaki sposób powinien ich używać. Podczas kolejnych wizyt kontrolnych powtarzane są elementy konsultacji głównej oraz prowadzi się konsultacje okresowe. Częstość wizyt uzależniona jest od wielu czynników, przede wszystkim od rodzaju dolegliwości pacjenta, czyli od kategorii terapeutycznej. Niezwykle ważny jest profil psychologiczny pacjenta, nasilenia jego dolegliwości oraz poziom stresu, w jakim żyje. Zdecydowanie częstszych spotkań wymagają pacjenci w złym stanie psychicznym, znerwicowani, pesymistycznie nastawieni do leczenia, depresyjni. Pacjenci z nasiloną nadwrażliwością słuchową również wymagają częstszych wizyt kontrolnych, szczególnie w początkowym okresie terapii.

Zwykle po około **6 miesiącach** przeprowadza się pierwsze kontrolne badania audiologiczne. Przy użyciu skali VAS (którą pierwszy raz stosuje się podczas zbierania wywiadu z pacjentem) po **6**, **12**, **18** i **24 miesiącach** dokonuje się subiektywnego określenia przez pacjenta stopnia świadomości, intensywności i dokuczliwości szumów, ich wpływu na życie oraz konkretne czynności dnia codziennego. Dodatkowo, w uzasadnionych przypadkach, za pomocą Tinnitus Handicap Inventory (THI) przeprowadza się ocenę stanu emocjonalno-psychicznego pacjenta i wpływu szumów na jego życie. Porównując wyniki otrzymane z tych kwestionariuszy na początku i po zakończeniu terapii, ocenia się postępy leczenia. **Znacząca poprawa** oznacza uwolnienie od wpływu szumów i/lub nadwrażliwości słuchowej przynajmniej jednej czynności dnia codziennego zakłóconej przed terapią oraz poprawę o co najmniej 20% w minimum dwóch parametrach: stopień świadomości, intensywności, dokuczliwości oraz wpływu szumów na życie (Jastreboff, Hazell, 2004; Jastreboff, 2011). Przyjmując te kryteria poprawy, można porównać wyniki TRT uzyskane w różnych ośrodkach. Z danych tych wynika, że skuteczność TRT jest porównywalna z wielu miejsc na świecie i osiąga ponad 80% znaczącej poprawy w szumach usznych (Bartnik, Fabijańska, Rogowski, 1999, 2001; Bartnik i in., 2003; Hazell, Sheldrake, Gra-

ham, 2002; McKinney, Hazell, Graham, 1996; Sheldrake, Hazell, Graham, 1999). Sukces terapeutyczny jest większy dla pacjentów z nadwrażliwością słuchową – ponad 90% znaczącej poprawy (Jastreboff, 2011). Z ostatnich badan wynika, że zarówno wczesne wdrożenie TRT (jak najszybciej od pojawienia się szumów), jak i dłuższe kontynuowanie TRT (ponad dwa lata) poprawia jeszcze bardziej uzyskane wyniki (Jastreboff, 2011). Ocena stanu pacjentów po terapii za pomocą Tinnitus Handicap Inventory jest zwykle kompatybilna z wynikami TRT.

7.2. Ocena metody Tinnitus Retraining Therapy i spojrzenie w przyszłość

Ocena skuteczności jakiejkolwiek metody terapii w szumach usznych jest zawsze trudna, przede wszystkim ze względu na subiektywny charakter dolegliwości, brak grupy kontrolnej oraz niestosowanie randomizowanych, podwójnie ślepych prób w badaniach klinicznych. Często więc nie ma pewności, czy osiągnięte wyniki są wyłącznie rezultatem terapii, czy sumą pewnych dodatkowych czynników. Trudno jest także odróżnić efekt placebo od właściwych wyników leczenia. Efekt placebo sięga zwykle 40% (Bartnik, 2010). Należy pamiętać, że wraz z upływem czasu zachodzi fizjologiczna habituacja szumów usznych, powodująca zwykle stopniowe ustępowanie dolegliwości. W praktyce jednak obserwuje się, że często jest to ledwo zauważalne zjawisko, najprawdopodobniej z powodu rozciągłości tego procesu. Postępy każdej terapii szumów usznych ocenia się na podstawie subiektywnych odpowiedzi pacjenta, często biorąc pod uwagę ustalone (umowne) kryteria poprawy. W ośrodkach zajmujących się terapią szumów usznych i nadwrażliwością słuchową opracowano wiele ankiet/kwestionariuszy służących do weryfikacji oceny postępów terapii (Jastreboff, Jastreboff, 1999; Jastreboff, Hazell, 2004; Wilson, Henry, 2000). Na podstawie subiektywnych odpowiedzi, opartych na tych ankietach, i za pomocą pomiarów psychoakustycznych ocenia się poszczególne parametry szumów usznych, ich wpływ na życie pacjenta oraz jego stan psychiczno-emocjonalny. Osoby zgłaszające się na terapię często cierpią z powodu szumów po kilka, kilkanaście, kilkadziesiąt lat i samoistna habituacja okazuje się zwykle niewystarczalna. Wdrożenie u nich TRT, mimo chronicznych szumów, zawsze niesie dużą szansę na poprawę. Wydaje się, że habituacja szumów usznych szybciej zachodzi u dzieci i młodzieży, najprawdopodobniej z powodu większej plastyczności ich mózgu. Dzieci objęte terapią TRT częściej niż dorośli pozbywają się szumów usznych całkowicie. Podkreślenia wymaga fakt, że metoda TRT nie jest le-

czeniem przyczynowym. Celem metody nie jest wyeliminowanie źródła (generatora) szumów, ale zniesienie negatywnych reakcji na szumy oraz zmniejszenie percepcji szumów. Zatem, Tinnitus Retraining Therapy może być efektywną metodą dla wszystkich i nie wymaga selekcji pacjentów. Zazwyczaj już kilka miesięcy TRT wystarcza do wywołania oraz podtrzymania zmian plastycznych w OUN dla habituacji szumów i nadwrażliwości słuchowej. Można powiedzieć, że TRT aktywuje, przyspiesza i pogłębia fizjologiczną habituację, doprowadzając do odczuwalnych efektów. TRT nie ma objawów ubocznych, jest metodą całkowicie bezpieczną i nieinwazyjną. Stosowana jest w świecie od 1988 r. w terapii pacjentów z szumami usznymi i nadwrażliwością słuchową. Obecnie, dzięki pewnym modyfikacjom w protokole (sposób konsultacji, nowe możliwości terapii dźwiękiem), zdecydowanie skrócił się czas, z około 12 do 1–3 miesięcy, potrzebny do uzyskania pierwszych efektów poprawy (Jastreboff, 2011). W porównaniu z innymi metodami terapii szumów usznych TRT daje zdecydowanie największą szansę na trwałe złagodzenie lub nawet ustąpienie dolegliwości związanych z szumami i nadwrażliwością słuchową.

Jakie są więc wady tej metody? TRT wymaga czasu, cierpliwości, pewnego wysiłku i konsekwencji zarówno od pacjenta, jak i terapeuty. Jednakże nawet pełne, profesjonalne zastosowanie tej metody nie przynosi pomocy wszystkim pacjentom. Dla około 5–10% pacjentów z szumami nie jest to metoda satysfakcjonująca. Szczególnie trudno jest pomóc osobom z głębokim niedosłuchem, dla których szumy uszne bądź nadwrażliwość słuchowa stanowią znaczący problem. Dążenie do całkowitej eliminacji szumów usznych również nie przynosi zwykle pełnego sukcesu. Habituacja percepcji szumów rzadko osiąga 100% (chociaż się zdarza), a i czas potrzebny do osiągnięcia częściowej habituacji percepcji jest dłuższy niż dla pełnej habituacji reakcji.

Jakie są oczekiwania na przyszłość? Wydaje się, że dokładne poznanie patomechanizmów powstawania szumów usznych i nadwrażliwości słuchowej na poziomie molekularnym najprawdopodobniej pozwoli w przyszłości na uzyskanie leków działających przyczynowo na źródło (generator) szumów i/lub nadwrażliwości słuchowej, co w efekcie przyspieszy habituację. Terapia taka miałaby znaczenie w pierwszej fazie szumów, zanim przejdą one w stan chroniczny. Dla krótkotrwałych szumów duże nadzieje można wiązać także z technologią *drug design* i tworzeniem leków na zamówienie, które modyfikowałyby źródło (generator) szumów. Wyciszenie patologicznej i szkodliwej aktywności neuronalnej – zanim się utrwali – również dawałoby szanse na całkowite zlikwidowanie szumów (Bartnik, 2010; Jastreboff, Hazell, 2004). Podobną rolę mogłyby spełniać nowe techniki

rehabilitacyjne (np. ćwiczenia słuchowe), pozwalające na wzbogacenie metody TRT poprzez przyspieszanie habituacji. Wydaje się, że najbardziej korzystne efekty terapii mogłoby przynieść skojarzone leczenie przyczynowe i objawowe, którego celem byłoby niedopuszczenie do utrwalania się szumów i przechodzenia ich w fazę chroniczną.

Obecnie sprawą najistotniejszą jest to, aby ze zrozumieniem odnosić się do pacjenta z szumami usznymi i zawsze traktować go jako nierozerwalną, psychofizyczną całość. Taka postawa nie pozwoli nam nigdy leczyć „szumów", tylko zawsze OSOBĘ cierpiącą z ich powodu.

Bibliografia

Bartnik G., 2001, *Analiza wyników habituacji u pacjentów z szumem usznym i nadwrażliwością słuchową*, IFPS, Warszawa [rozpr. dokt.].

Bartnik G., 2010, *Szumy uszne i nadwrażliwość słuchowa*, Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa.

Bartnik G., Fabijańska A., Raj-Koziak D., Borawska B., Kapiesz L., 2003, *Wyniki habituacji szumów usznych i nadwrażliwości słuchowej metodą Tinnitus Retraining Therapy*, OtoRynoLaryngologia, t. 2, nr 2, s. 83–89.

Bartnik G., Fabijańska A., Rogowski M., 1999, *Ourexperience in treatment of patients with tinnitus and/or hyperacusis using the habituation method*, [w:] J. Hazell (red.), *Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar*, Cambridge UK, London: The Tinnitus and Hyperacusis Centre, s. 567–569.

Bartnik G., Fabijańska A., Rogowski M., 2001, *Effects of tinnitus retraining therapy (TRT) for patients with tinnitus and subjective hearing loss versus tinnitus only*, Scandinavian Audiology, Suppl., 52, s. 206–208.

Bartnik G., Fabijańska A., Rogowski M., 2001, *Experiences in the treatment of patients with tinnitus and/or hyperacusis using the habituation method*, Scandinavian Audiology, Suppl., 52, s. 187–190.

Bartnik G., Hawley M., Rogowski M., Raj-Koziak D., Fabijanska A., Formby C., 2007, *Distortion Product Otoacoustic Emission Levels and Input/Output-Growth Functions in Normal-Hearing Individuals with Tinnitus and/or Hyperacusis*, Seminars in Hearing, 28, s. 303–318.

Bartnik G., Rogowski M., Fabijańska A., Raj-Koziak D., Borawska B., 2002, *The application of DPOAE measurement in the assessment of the cochlear function in tinnitus patients with normal hearing*, [w:] R. Patuzzi (red.), *Proceedings of VII International Tinnitus Seminar*, Australia, Fremantle 5–9 March, s. 45–47.

Bartnik G., Skarżyński H., 2005, *Tinnitus Retraining Therapy*, [w:] R.S. Tyler (red.), *Tinnitus Treatment: Clinical Protocols*, Thieme, New York, NY 10001, USA, Vol. X, s. 133–145.

Collet L., Veuillet E., Moulin A., Morlet T., Giraud A.L., Micheyl C., Chery-Croze S., 1994, *Contrlateral auditory stimulation and otoacoustic emission: a review of basic data in humans*, British Journal of Audiology, 28, s. 213–218.

Fabijańska A., Rogowski M., Bartnik G., Skarżyński H., 1999, *Epidemiology of tinnitus in Poland*, [w:] J. Hazell (red.), *Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar*, Cambridge UK, London: The Tinnitus and Hyperacusis Centre, s. 557–569.

Fagelson M.A., 2007, *The association between tinnitus and post-traumatic stress disorder*, American Journal of Audiology, 16, s. 107–117.

Hazell J.W.P., Sheldrake J.B., 1991, *Hyperacusis and tinnitus*, [w:] J.M. Aran, R. Dauman (red.), *Proceedings of the Fourth International tinnitus Seminar*, Kugler Publications, Bordeaux, Amsterdam/New York, s. 245–248.

Hazell J.W.P., Sheldrake J.B., Graham R.L., 2002, *Decreased sound tolerance: predisposing factors, triggers and outcomes after TRT*, [w:] R. Patuzzi (red.), *Proceeding of the Seventh International Tinnitus seminar*, University of Western Australia, Perth, s. 255–261.

Jastreboff M.M., Jastreboff P.J., 1999, *Questionnaires for assessment of the patients and treatment outcome*, [w:] J. Hazell (red.), *Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar*, The Tinnitus and Hyperacusis Centre, Cambridge UK, London, s. 487–490.

Jastreboff P.J., 1990, *Phantom auditory perception (tinnitus): mechanisms of generation and perception*, Neuroscience Research, 8, s. 221–254.

Jastreboff P.J., 1995, *Tinnitus as a phantom perception: theories and clinical implications*, [w:] J. Vernon, A. Møller (red.), *Mechanisms of Tinnitus*, Allyn & Bacon, Boston, s. 73–95.

Jastreboff P.J., 2011, *Tinnitus Retraining Therapy*, [w:] A.R. Møller, B. Langguth, D. DeRidder, T. Kleinjung (red.), *Textbook of Tinnitus*, Springer, New York, USA, s. 575–597.

Jastreboff P.J., Hazell J.W.P. (red.), 1999, *Optimal sound use in TRT-theory and practice*, Proceedings of the Sixth International tinnitus Seminar, Cambridge, UK, London, UK, s. 491–494.

Jastreboff P.J., Hazell J.W.P., 2004, *Tinnitus Retraining Therapy-Implementing the Neurophysiological Model*, University Press, Cambridge, s. 1–227.

Jastreboff P.J., Hazell J.W.P., Graham R.L., 1994, *Neurophysiological model ot tinnitus: dependence of the minimal masking level on treatment outcome*, Hearing Research, 80, s. 216–232.

Katz J. (red.), 1994, *Handbook of Clinical Audiology*, Williams & Wilkins: Baltimore, Maryland 21202, USA, s. 48–51.

Langguth B., DeRidder D., 2011, *Functional Neuroimaging*, [w:] A.R. Møller, B. Langguth, D. DeRidder, T. Kleinjung (red.), *Textbook of Tinnitus*, Springer, New York, USA, s. 149–155.

Levine R.A., 1999, *Somatic modulation appears to be a fundamental attribute of tinnitus*, [w:] J.P.W. Hazell (red.), *Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar*, The Tinnitus and HyperacusisCenter, London, s. 193–197.

Marriage J., Barnes N.M., 1995, *Is central hyperacusis a symptom of 5-hydroxytryptamine (5-HT) dysfunction?*, Journal of Laryngology and Otology, 109, s. 915–921.

McKinney C.J., Hazell J.W.P., Graham R.L., 1996, *Retraining Therapy-Outcome Measures*, [w:] G. Reich, J.A. Vernon (red.), *Proceedings ot the Fifth International Tinnitus Seminar 1995*, American TinnitusAssociation, Portland Oregon U.S.A., s. 524–525.

Møller A.R., 2011, *Similarities Between Tinnitus and Pain*, [w:] A.R. Møller, B. Langguth, D. DeRidder, T. Kleinjung (red.), *Textbook of Tinnitus*, Springer, New York, USA, s. 113–120.

Møller A.R., 2011, *The Role of Neural Plasticity in Tinnitus*, [w:] A.R. Møller, B. Langguth, D. DeRidder, T. Kleinjung (red.), *Textbook of Tinnitus*, Springer, New York, USA, s. 99–103.

Puel J.L., 1994, *O roli efferentnych systemów oliwkowo-kochlearnych*, Audiofonalogia, 4, s. 43–52.

Sanchez T.G., Rocha C.B., 2011, *Diagnosis of Somatosensory Tinnitus*, [w:] A.R. Møller, B. Langguth, D. DeRidder, T. Kleinjung (red.), *Textbook of Tinnitus*, Springer, New York, USA, s. 429–433.

Sheldrake J.B., Hazell J.W.P., Graham R.L., 1999, *Results of tinnitus retraining therapy*, [w:] J. Hazell (red.), *Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar*, The Tinnitus and Hyperacusis Centre, Cambridge UK, London, s. 292–296.

Szyfter W., Borucki Ł., 2005, *Guzy kąta mostowo-móżdżkowego*, [w:] M. Śliwińska-Kowalska (red.), *Audiologia kliniczna*, Mediton, Łódź, s. 305–313.

Śliwińska-Kowalska M., 2005, *Uszkodzenia słuchu spowodowane hałasem*, [w:] M. Śliwińska-Kowalska (red.), *Audiologia kliniczna*, Mediton, Łódź, s. 289–298.

Tyler R.S., 1995, *Tinnitus in the profoundly hearing-impaired and the effects of cochlear implants*, Ann. OtolRhinolLaryngol. Suppl., 165, s. 25–30.

Wilson P.H., Henry J.L., 2000, *Psychological Management of Tinnitus*, [w:] R.S. Tyler (red.), *Tinnitus Handbook*, Singular Thomson Learning, USA, s. 149–179.

DOROTA HOJAN-JEZIERSKA

TERAPIA METODAMI ALTERNATYWNYMI

Silne szumy uszne *tinnitus* mogą być skomplikowanym problemem życiowym i społecznym. *Tinnitus* powoduje obniżenie koncentracji, utrudnia komunikację, zasypianie oraz sen, czego skutkiem może być zmęczenie, rozdrażnienie, a także problemy w nawiązywaniu prawidłowych relacji społecznych (Hojan-Jezierska, 2011). Istotne jest zatem skuteczne zmniejszenie dokuczliwości szumów usznych w celu poprawy jakości życia pacjentów. Stosowane dotychczas metody rehabilitacji *tinnitusa* nie dają w pełni zadowalających rezultatów, stąd konieczne wydaje się poszukiwanie nowych, alternatywnych metod terapii.

1. ELEKTROSTYMULACJA

Wpływ elektrostymulacji na poziom odczuwanych szumów usznych odnotowano podczas obserwacji pacjentów, którym z powodu głuchoty wszczepiono implant ślimakowy. W wielu przypadkach nasilenie szumów zmniejszyło się po zabiegu, a w części przypadków ustąpiło całkowicie. Pierwsze zabiegi elektrostymulacji (*electrical stimulation*, ES) w terapii uciążliwych szumów usznych zaczęto stosować już w latach 60. XX w. (Hatton i in., 1960). Chouard i in. (1981), Portmann i in. (1983) oraz Siedman i Jacobson (1996) w swoich pracach potwierdzili skuteczność terapii ES w leczeniu szumów usznych (ok. 47%). Stwierdzono, że już po zastosowaniu kilku elektrostymulacji w niektórych typach *tinnitusa* następuje tłumienie lub czasowa całkowita redukcja szumów. Dokładny mechanizm oddziaływania ES w układzie słuchowym nie jest znany. Zakłada się, że zmniejszenie odczu-

wania szumu jest wynikiem hiperpolaryzacji włókien nerwowych. Stan taki może utrzymywać się od kilku dni nawet do kilku miesięcy; niestety elektrostymulacja bardzo rzadko prowadzi do trwałej likwidacji szumów.

Elektrostymulacja u pacjentów z szumem polega na podawaniu za pomocą elektrody czynnej – kulkowej, założonej do zewnętrznego przewodu słuchowego, prądów o przebiegach prostokątnych i niewielkich wartościach natężeń, na przykład 0,15–1,15 mA, pobudzających drogę słuchową. Elektroda bierna umiejscowiona jest na czole (ryc. 1).



Ryc. 1. Zabieg elektrostymulacji u pacjenta z szumem usznym

W Polsce elektrostymulacje wykonywane są od ponad 35 lat z wykorzystaniem techniki hydrotransmisyjnej (Newman i in., 1996). Pacjent zgłasza się codziennie na zabiegi trwające od 5 do 15 min, leczenie trwa minimum 2 tygodnie, skuteczność metody oceniana jest na około 45%. Zakładając, że włączenie dodatkowego bodźca stymulującego pozwala na zwiększenie efektu działania (synergizm), elektrostymulacji powinny towarzyszyć ćwiczenia kinezyterapeutyczne odcinka szyjnego kręgosłupa (Konopka, Mielczarek, 2009).

Poszukując możliwości zwiększenia skuteczności elektrostymulacji w leczeniu szumów usznych zastosowano sprawdzoną klinicznie, nieinwazyjną

metodę TENS (*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*), szeroko stosowaną w fizykoterapii. Przezskórna stymulacja jest metodą wykorzystującą impulsy elektryczne o małej amplitudzie, z elektrod umieszczonych na skórze, wysyłane do nerwów obwodowych. Impulsy elektryczne TENS o wysokiej częstotliwości działają jak sygnał blokujący impuls nerwowy niosący informację o szumie (ból, stopień natężenia) lub przy generacji impulsów o niskiej częstotliwości jak inicjator powstawania beta-endorfin. Dobór parametrów prądu w metodzie TENS zależy od etiologii i miejsca generacji szumu.

W przypadku pacjentów cierpiących na chroniczne szumy uszne stymulacja TENS jest przeciwwskazana u osób:

– stosujących leczenie farmakologiczne, którego skutkiem ubocznym może być szum uszny (np. aspiryna, vasotec),

– ze stanami zapalnymi narządu słuchu,

– z rozrusznikiem serca lub innymi protezami elektronicznymi,

– z chorobami psychicznymi (schizofrenia, depresja, histeria, hipochondria),

– a także u kobiet w ciąży.

2. BIOSTYMULACJA LASEROWA

Promieniowanie laserowe na poziomie tkanki może wywoływać efekt fototermiczny, fotochemiczny, fotojonizujący i efekt biostymulacyjny. Biostymulacja laserowa wykorzystywana w leczeniu szumów usznych jest skutkiem działania promieniowania małej mocy. Generowane promieniowanie ma wpływ na skład i właściwości błony komórkowej. Struktura błony i jej potencjał elektryczny mają podstawowe znaczenie dla procesów transportu przez błonę i aktywności pompy sodowej. Pod wpływem promieniowania normalizuje się potencjał elektryczny błony komórkowej, zmienia się przewodność elektryczna i przenikalność błony oraz jej właściwości adhezyjne. Promieniowanie laserowe modyfikuje właściwości biochemiczne i ultrastrukturę materiału biologicznego, powodując powstanie tak zwanych efektów pierwotnych, a w konsekwencji wpływa na funkcje komórki i tkanki.

Emitowana wiązka światła poprzez przewód słuchowy zewnętrzny, jamę bębenkową dociera do ucha wewnętrznego, rozpoczynając proces biostymulacji (ryc. 2). Zabiegi najczęściej stosuje się raz lub dwa razy w tygodniu przez miesiąc; czas zabiegu, moc promieniowania i długość fali zależą od rodzaju *tinnitusa* (Tauber i in., 2003; Gungor i in., 2008).



Ryc. 2. Zabieg biostymulacji laserowej u pacjenta z szumem usznym

3. TLENOTERAPIA

Przeniesienie energii akustycznej z okienka przedsionka do narządu Cortiego i zamiana tej energii na potencjały czynnościowe nerwu słuchowego to rola ślimaka. Sprawność działania ślimaka zależy od zaopatrzenia jego struktur w substancje energetyczne i tlen. Zaburzenia w mikrokrążeniu oraz obniżenie ilości dostarczonego tlenu do ślimaka, przez płyny ucha wewnętrznego, mogą być przyczyną generacji szumu.

Zakładając, że jedną z przyczyn generacji szumu jest efekt niedotlenienia ucha wewnętrznego, w rehabilitacji stosuje się tlenoterapię w hiperbarycznych komorach tlenowych (ryc. 3). Hiperbaria tlenowa (HBO) to metoda leczenia wykorzystująca tlen hiperbaryczny o ciśnieniu większym od 1 ATA (*atmosphere absolute* – suma ciśnień atmosferycznego i panującego w komorze). Pacjent w komorze leczniczej (ryc. 4) oddycha 100-procentowym tlenem o odpowiednim ciśnieniu (Jain, 2004; Mathieu, 2006).

Czas zabiegu, parametry ciśnienia powietrza i tlenu oraz liczba zabiegów w serii ustalane są indywidualnie. W Polsce badania nad wykorzystaniem HBO w leczeniu szumów usznych prowadzono w Katedrze i Klinice Otolaryngologii Uniwersytetu Medycznego w Gdańsku. Otrzymane wyniki potwierdzają skuteczność tej metody w rehabilitacji pacjentów z chronicznymi szumami usznymi (Narożny i in., 2003).

Z badań przeprowadzonych na Uniwersytecie Technicznym w Monachium wynika, że terapia tlenem w komorach hiperbarycznych zwiększa zaopatrzenie w tlen o 500%. Metoda ta jest popularna w Niemczech w terapii tak zwanego ostrego szumu oraz w przypadku nagłej głuchoty.

Stosowanie przyjętych procedur medycznych przeprowadzania HBO i przestrzeganie wszystkich zasad bezpieczeństwa pozwala na zminimalizowanie ewentualnych powikłań związanych z toksycznością tlenu, urazem ciśnieniowym lub powikłań ocznych (Narożny, 2006).



Ryc. 3. Komora hiperbaryczna jednoosobowa (22 Szpital Wojskowy Uzdrowiskowo-Rehabilitacyjny w Ciechocinku)



Ryc. 4. Pacjent podczas zabiegu w komorze hiperbarycznej (22 Szpital Wojskowy Uzdrowiskowo-Rehabilitacyjny w Ciechocinku)

4. WYKORZYSTANIE PÓL MAGNETYCZNYCH W TERAPII SZUMÓW USZNYCH

Szansą w terapii szumów usznych może być wykorzystanie działania pola magnetycznego na organizm człowieka. Obecność zewnętrznego pola magnetycznego ma wpływ na przebieg reakcji chemicznych i biochemicznych oraz na procesy fizjologiczne i psychiczne organizmów żywych.

4.1. Metoda TMS, czyli przezczaszkowa stymulacja magnetyczna

Bezinwazyjna technika TMS (*Transcranial magnetic stimulation*) to stymulacja kory mózgowej silnymi polami magnetycznymi o krótkim czasie trwania impulsu (3T, 380 μs), pozwalająca na pobudzanie i hamowanie aktywności różnych jego obszarów. TMS opiera się na odkrytym przez Faradaya w 1831 r. zjawisku indukcji elektromagnetycznej. Aktywność neuronalna wywołana przez cewkę TMS wydaje się zupełnie przypadkowa i bardziej zbliżona w swych efektach do stanów patologicznych aniżeli do jakiegokolwiek sensownego przetwarzania informacji. Z tradycyjnych badań z wykorzystaniem TMS wynika, że stymulacja kory motorycznej mózgu wywołuje skorelowaną aktywność odpowiednich mięśni, mierzoną za pomocą EMG (Barker, 1985). W zależności od stymulowanej okolicy mózgu można zarejestrować efekty ruchowe, poznawcze, afektywne i inne.

Podjęto próbę aplikowania wielu impulsów w krótkich odstępach czasu, nazywanych powtarzaną przezczaszkową stymulacją magnetyczną rTMS (*repetitive* TMS) do leczenia *tinnitusa* (Kleinjung i in., 2005). Założono, że impulsacja rTMS o niskiej częstotliwości prowadzi do obniżenia pobudliwości neuronów korowych, co wykorzystuje się w badaniach nad nowymi metodami, zmniejszając pobudliwość neuronów; indukuje „wirtualną lezję" i dlatego jest interesująca z punktu widzenia kognitywistyki. Opierając się na tej procedurze, można wnioskować o udziale danej okolicy korowej w badanych procesach poznawczych, a nawet o czasie, w jakim dana struktura bierze udział w rozwiązywaniu konkretnego zadania (ryc. 5).

Zastosowana w metodzie rTMS stymulacja magnetyczna o niskich częstotliwościach (1, 10, 25 Hz) została zaproponowana jako innowacyjna metoda w leczeniu szumów usznych. Wyniki przeprowadzonych pomiarów u pacjentów cierpiących na chroniczne szumy uszne potwierdziły zbieżność parametrów fizjologicznych wywołanych zmianą pobudliwości korowej z subiektywnym zmniejszeniem szumów usznych. Przeprowadzone badania (m.in. przez Kleinjunga i in., 2008 oraz Plewnię i in., 2012) pozwalają z du-



Ryc. 5. Przezczaszkowa stymulacja magnetyczna (Rush University Medical Center – Chicago)

żym optymizmem zakładać wykorzystanie tej metody do podniesienia skuteczności leczenia szumów usznych.

4.2. Magnetostymulacja wolnozmiennymi polami magnetycznymi

Wolnozmienne pole magnetyczne o niskiej indukcji (do 100 μT) działa przeciwbólowo, przeciwzapalnie i regeneracyjnie, dzięki czemu ma zastosowanie w bardzo wielu jednostkach chorobowych. Magnetostymulacja, wspomagając powrót organizmu do stanu homeostazy, może w konsekwencji przyczynić się do zmniejszenia dyskomfortu związanego z występowaniem szumów usznych. Przekaźnictwo międzykomórkowe oraz zachodzące w błonie komórkowej procesy jonowe odgrywają podstawową rolę w odpowiedzi biologicznej komórek na działanie pól magnetycznych o niskich wartościach indukcji. Odpowiednia struktura błon komórkowych umożliwia powstawanie błonowych potencjałów elektrycznych warunkujących przepływ prądów elektrycznych pomiędzy komórkami (Sieroń, 2002).

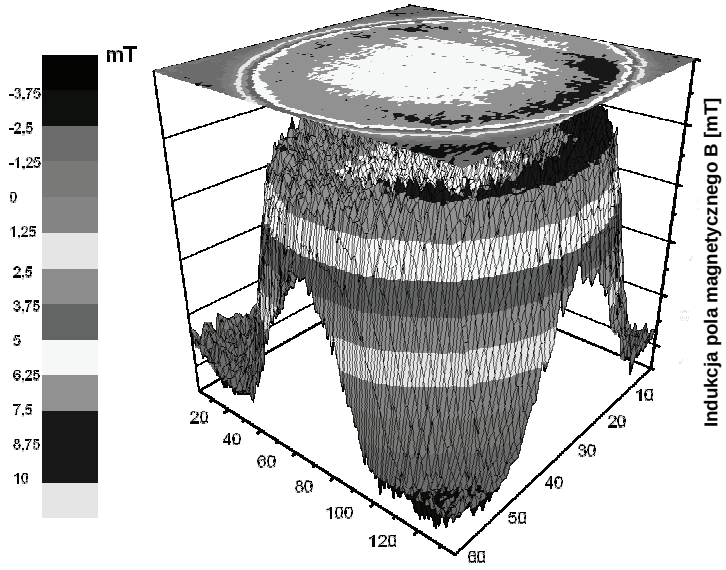
Ośrodkowy układ nerwowy wykazuje dużą wrażliwość na czynniki biofizyczne, w tym również pole magnetyczne o parametrach odpowiadających magnetostymulacji, przy czym najbardziej podatna na działanie tych czynników jest kora mózgowa. Z obrazowania mózgu za pomocą fMRI wynika, że obszary mózgu aktywowane w danej sytuacji mają większe zapotrzebowanie na tlen. Cząsteczki takie, jak hemoglobina, niektóre enzymy czy wol-

ne rodniki mają moment magnetyczny. Co więcej, w zależności od wielkości utlenowania hemoglobina wykazuje różne właściwości magnetyczne: hemoglobina zawierająca atomy żelaza o wysokim spinie ma właściwości paramagnetyczne, natomiast oksyhemoglobina zawierająca atomy żelaza o niskim spinie – diamagnetyczne. Ponadto, w organizmie znajdują się inne elementy, na które może oddziaływać pole magnetyczne: nieskompensowane spiny elektronowe, molekuły diamagnetyczne (ciekłe kryształy) w tkankach czy poruszające się ładunki elektryczne.

Podjęto próbę wykorzystania magnetostymulacji polami magnetycznymi o niskiej indukcji do rehabilitacji pacjentów z szumami usznymi. W badaniach udział wzięli pacjenci z szumami usznymi oraz osoby zdrowe o słuchu normalnym. Pacjenci byli zróżnicowani wiekowo i osobniczo. Wszyscy pacjenci byli przebadani audiologicznie w Ośrodku Rehabilitacji Słuchowej Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu. Każdy pacjent przed i po magnetostymulacji wypełniał arkusz oceny szumów usznych oraz mierzono otoemisję akustyczną (DPOAE). Pacjenci poddawani byli magnetostymulacji przy użyciu aparatu VIOFOR JPS i zastosowaniu aplikatora pierścieniowego o średnicy 65 cm (ryc. 6), generującego jednorodne pole magnetyczne (dla pacjentów odczuwających *tinnitus* w całej głowie) – rycina 7. Pole magnetyczne generowane przez sterownik VIOFOR JPS ma charakter impulsowy o złożonym kształcie impulsów (Pankowska i in., 2011).



Ryc. 6. Zabieg magnetostymulacji z wykorzystaniem systemu VIOFOR JPS (Pankowska i in., 2011)



Ryc. 7. Rozkład pola magnetycznego generowanego przez aplikator pierścieniowy o średnicy 65 cm (Pankowska i in., 2011)

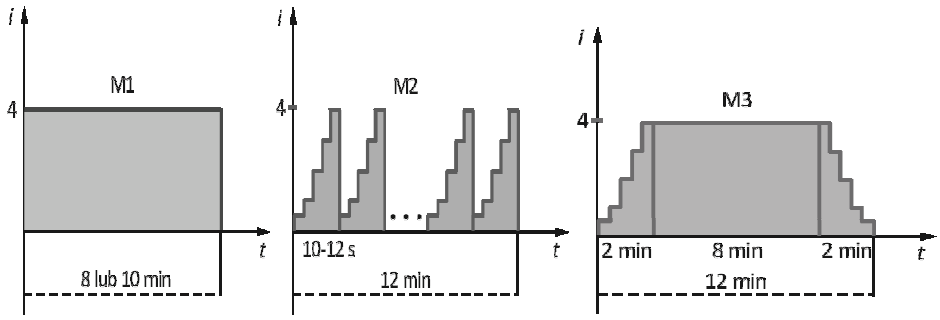
Magnetostymulacja odbywała się w cyklu jednotygodniowym z zastosowaniem wybranych parametrów aplikacji (P, M). Symbol P oznacza wykorzystywane w urządzeniu programy:

P1 – jeden rodzaj i uproszczona struktura impulsów,

P2 – dwa rodzaje impulsów,

P3 – dwa rodzaje impulsów o zmiennej w stosunku do P2 kolejności i strukturze impulsów.

Symbol M oznacza metodę aplikacji dobranych impulsów (ryc. 8).



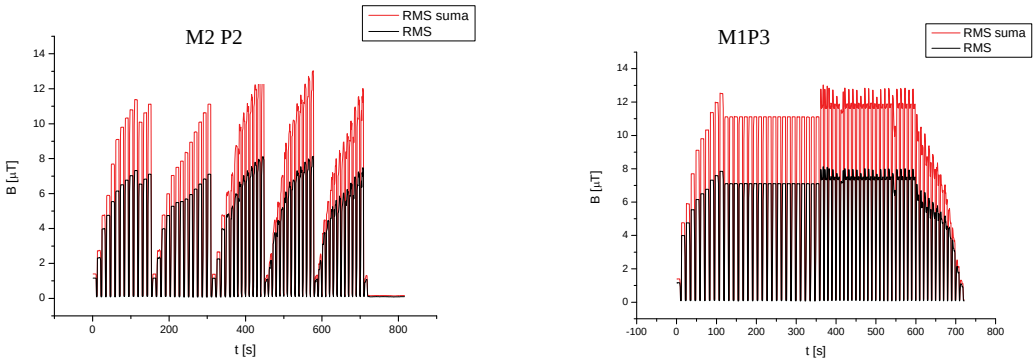
Ryc. 8. Sposoby aplikacji (M): M1 – aplikacja ze stałą intensywnością, M2 – aplikacja z narastającą intensywnością, M3 – aplikacja z narastająco-malejącą intensywnością

W przeprowadzonym eksperymencie zastosowano następujące kombinacje parametrów aplikacji:

M1P3 – poziom 5,

M2P2 – poziom 6.

Na wykresach przedstawiono zależności czasowe wartości indukcji pola magnetycznego (ryc. 9).



Ryc. 9. Zmiany w czasie pola magnetycznego w zastosowanych aplikacjach (Pankowska i in., 2011)

Z badań wynikają niewielkie różnice statystyczne analizowanych parametrów otoemisji przed i po zastosowaniu magnetostymulacji. Ocena subiektywna pacjentów w badaniu ankietowym wyraźnie wskazała na skuteczność stosowanej magnetostymulacji. Pacjenci twierdzili, że poziom szumu jest mniej uciążliwy (Pankowska i in., 2011).

4.3. Magnetoledoterapia alternatywą dla magnetostymulacji

Skojarzone wykorzystanie wolnozmiennego pola magnetycznego z promieniowaniem świetlnym (magnetoledoterapia) jest metodą rehabilitacji i terapii stosowaną w nowoczesnej medycynie fizykalnej. Jednoczesne zastosowanie obu rodzajów promieniowania elektromagnetycznego skutkuje działaniem synergicznym, niezwykle korzystnym między innymi w zwalczaniu bólu, stanu zapalnego tkanek oraz wzmacnianiu układu odpornościowego całego organizmu. Efekt synergizmu wynika z połączenia działania miejscowego z działaniem ogólnym obu czynników fizycznych. Oddziaływanie poprzez zjawiska elektrodynamiczne, magnetomechaniczne i rezonansu cyklotronowego na metabolizm komórki jest podstawą efektów biologicznych magneto-

ledoterapii. Łączne stosowanie zmiennego pola magnetycznego oraz promieniowania niskoenergetycznego skraca czas terapii i wzmacnia efekt rehabilitacji. Przeprowadzono badania sprawdzające działanie magnetoledoterapii jako metody wspomagającej, a w niektórych przypadkach alternatywnej dla stosowanych sposobów terapii szumów usznych.



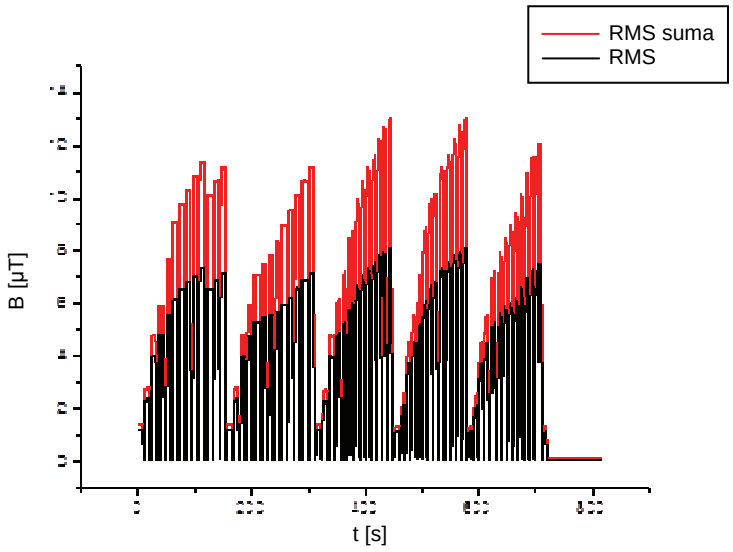
Ryc. 10. System do magnetoledoterapii VIOFOR JPS

Badania przeprowadzono dla grup pacjentów o określonej lateralizacji szumu, stosując aplikatory eliptyczne, wykorzystując energię światła niekoherentnego generowanego przez wysokoenergetyczne diody LED w zakresie widzialnym i bliskiej podczerwieni z jednoczesną stymulacją pola magnetycznego (ryc. 10). Aplikator zakładano bezpośrednio na ucho pacjenta poddawane magnetoledoterapii (ryc. 11).



Ryc. 11. Zabieg magnetoledoterapii z wykorzystaniem systemu VIOFOR JPS (Hojan-Jezierska i in., 2012)

Pacjentów poddawano terapii polem magnetycznym z jednoczesnym działaniem podczerwieni w cyklu pięciu tygodni, codziennie przez 32 min. Parametry aplikacji M2P3 przedstawiono na rycinie 12.



Ryc. 12. Zmiany w czasie pola magnetycznego stosowanej aplikacji M2P3 (Hojan-Jezierska i in., 2012)

Celem badań było stwierdzenie, czy jednoczesne oddziaływanie wolnozmiennym polem magnetycznym i promieniowaniem podczerwonym na pacjentów z *tinnitusem* ma istotny wpływ na poprawę jakości ich życia.

Każdy pacjent przed i po magnetoledoterapii wypełniał arkusz oceny szumów usznych (ankieta) oraz określał stopień dokuczliwości szumów na specjalnie zaimplementowanej w tym celu wizualnej skali analogowej (VAS).

Obiektywnym miernikiem jednoczesnego wpływu obu rodzajów promieniowania elektromagnetycznego na stan układu słuchowego badanych był pomiar zmiany amplitudy produktu zniekształceń nieliniowych otoemisji akustycznej (DPOAE).

Wyniki oceny subiektywnej, dokonanej przy użyciu analogowej skali VAS (po uprzedniej jej standaryzacji), wskazują na znaczną efektywność magnetoledoterapii w leczeniu szumów usznych (Hojan-Jezierska i in., 2012). Skala VAS pozwala na ocenę zmian zachodzących u tej samej osoby lub różnic między subpopulacjami.

Pozytywne wyniki przeprowadzonych badań z zastosowaniem wolnozmiennego pola magnetycznego pozwalają z optymizmem patrzeć w przyszłość rehabilitacji szumów usznych. Być może do wielu metod fizykoterapeutycznych dołączy wkrótce magnetostymulacja, magnetoterapia czy magnetoledoterapia, pozwalając pacjentowi zwiększyć szansę na skuteczną rehabilitację szumów usznych (Hojan-Jezierska, 2011).

Bibliografia

Barker A.T., Jalinous R., Freeston I.L., 1985, *Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex*, Lancet, 1(8437), s. 1106–1107.

Chouard C.J., Meyer B., Maridat D., 1981, *Transcutaneos electrotherapy for severe tinnitus,* Acta Otolaryngol., 91(5–6), s. 415–422.

Gungor A., Dogru S., Cincik H., Erkul E., Poyrazoglu E., 2008, *Effectiveness of transmeatal low power laser irradiation for chronic tinnitus*, J. Laryngol. Otol., 122(5), s. 447–451.

Hatton D.S., Erulkar S.D., Rosenberg P.E., 1960, *Some preliminary observations on the effect of galvanic current on tinnitus atrium*, Laryngoscope., 70, s. 123–130.

Hojan-Jezierska D., Pankowska M., 2011, *Metody rehabilitacji pacjentów z tinnitusem*, [w:] D. Hojan-Jezierska, F. Jaroszyk, L. Kubisz (red.), *Rehabilitacja osób z dysfunkcjami słuchu i wzroku*, PWSZ, Piła.

Hojan-Jezierska D., Pankowska M., Wicher A., Szymiec E., Kraśnik M., Knapkiewicz M., 2012, *Synergistic Effect of ELF-Magnetic Field and IR-Radiation on Tinnitus Patients*, APPA, Vol. 121, No. 1A, s. 96–99.

Jain K. (red.), 2004, *Textbook of hyperbaric medicine*, Hogrefe & Huber Publishers, Göttingen.

Kleinjung T., Eichhammer P., Langguth B., Jacob P., Marienhagen J., Hajak G., Wolf S.R., Strutz J., 2005, *Long-term effects of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) in patients with chronic tinnitus*, Otolaryngol. Head Neck Surg., 132(4), s. 566–569.

Kleinijung T., Vielsmeier V., Landgrebe M., Hajak G., Langguth B., 2008, *Transcranial magnetic stimulation: a new diagnostics and therapeutic tool for tinnitus patients*, Int. Tinnitus. J., 14(2), s. 112–118.

Konopka W., Mielczarek M., 2009, *Ocena porównawcza skuteczności leczenia betahistyną i elektrostymulacjami pacjentów z szumami usznymi*, Otolaryngologia, 8(3), s. 122–128.

Mathieu D., 2006, *Handbook on hyperbaric medicin*, Springer, Dordecht.

Narożny W., 2006, *Hiperbaria tlenowa w patologii ucha wewnętrznego – fakty i mity*, Otolaryngologia, 5(4), s. 153–161.

Narożny W., Sićko Z., Kuczkowski J., Stankiewicz C., Przewoźny T., 2003, *Usefulness of hyperbaric oxygen therapy in patients with sensorineural acute and chronic tinnitus*, International Congress Series, 1240, s. 277–286.

Newman C.W., Jacobson G.P., Spitzer J.B., 1996, *Development of the Tinnitus Handicap Inventory*, Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg., 122(2), s. 143–148.

Pankowska M., Hojan-Jezierska D., Skrodzka E., Szymiec E., Kubisz L., Świdziński T., Wicher A., 2011, *Effect of ELF Magnetic Stimulation on Distortion Product of Otoacoustic Emission in Tinnitus Patients*, APPA, Vol. 119, s. 1035–1039.

Plewnia C., Vontheim R., Wasserka B., Arfeller C., Naumann A., Schraven S.P., Plontke S.K., 2012, *Treatment of chronic tinnitus with θ burst stimulation: A randomized controlled trial*, Neurology., 78(21), s. 1628–1634.

Portmann M., Negrevergne M., Aran J.M., Cazals Y., 1983, *Electrical stimulation of the ear: Clinical applications*, Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., 92, s. 621–622.

Seidman M.D., Jacobson G.P., 1996, *Update on tinnitus*, Otolaryngol. Clin. North Am., 29(3), s. 455–465.

Sieroń A., 2002, *Practical use of the electromagnetic fields in medicine* [in polish], Alfa Medica Press, Bielsko-Biała.

Tauber S., Schorn K., Beyer W., Baumgartner R., 2003, *Transmeatal cochlear laser (TCL) treatment of cochlear dysfunction: A feasibility study for chronic tinnitus*, Laser Med. Sci., 18(3), s. 154–161.

4 UKŁADY KORYGUJĄCE NIEDOSŁUCH

Aparaty słuchowe

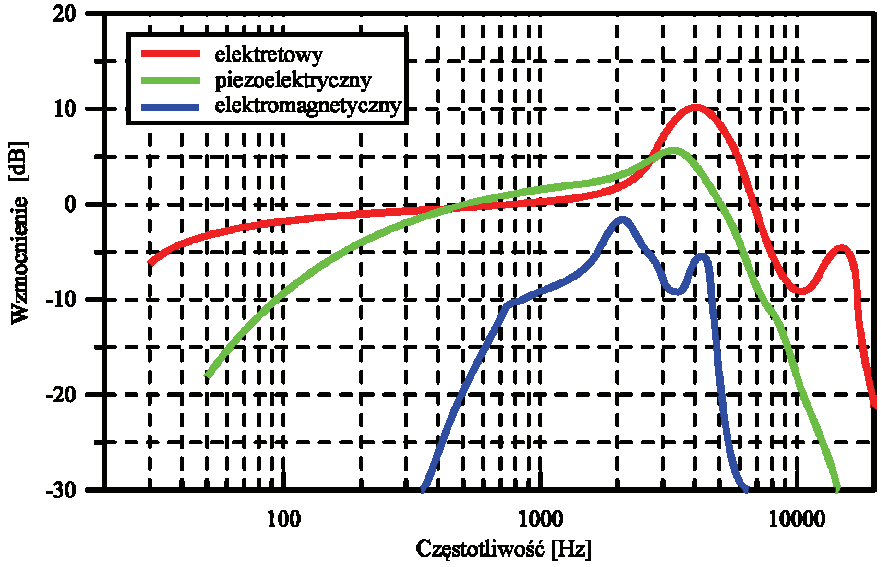
EDWARD HOJAN, MICHAŁ GAŁUSZKA,
ROMAN GOŁĘBIEWSKI

PODSTAWOWE ELEMENTY SKŁADOWE APARATU SŁUCHOWEGO

1. MIKROFONY

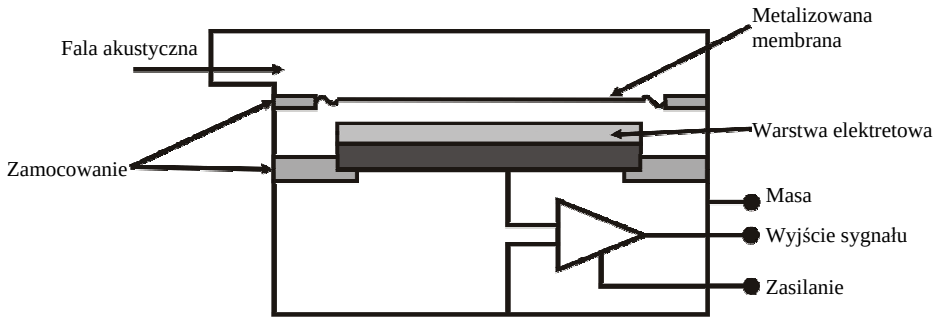
Zadaniem mikrofonu w aparacie słuchowym jest zamiana sygnału akustycznego na elektryczny. Następnie sygnał ten przetwarzany jest przez kolejne elementy aparatu słuchowego. Ważne jest, aby sygnał elektryczny na wyjściu z mikrofonu możliwie dobrze odwzorowywał sygnał akustyczny na jego wejściu. Przykładowo, dwukrotny przyrost ciśnienia akustycznego na wejściu aparatu słuchowego powinien powodować dwukrotny wzrost napięcia na jego wyjściu. Kiedy mikrofon działa w taki właśnie sposób, mówimy, że działa liniowo. Równie ważne jest, aby sygnał przetwarzany przez przetwornik był zrównoważony dla poszczególnych pasm częstotliwości, zwłaszcza tych pokrywających zakres sygnału mowy. Pierwsze aparaty słuchowe (przełom XIX i XX w.) wyposażone były w mikrofony węglowe, których charakterystyka częstotliwościowa była bardzo nierównomierna. Wzmocnienie w zakresie 1–2 kHz było znacznie większe aniżeli w pozostałych pasmach częstotliwości. W późniejszych latach mikrofony te zostały wyparte przez mikrofony magnetoelektryczne, które miały wyraźnie szerszą charakterystykę częstotliwościową, jednak elementy elektroakustyczne układu nadal wprowadzały w niej duże nierównomierności. Próbowano stosować mikrofony piezoelektryczne, jednak ze względu na trudności z dopasowaniem impedancyjnym elementu piezoelektrycznego do reszty

elementów przetwarzających zaniechano tego. Od 1980 r. w aparatach słuchowych stosuje się mikrofony elektretowe, które jak dotąd nie znalazły lepszego zamiennika. Mają one bardzo szeroką i równomierną charakterystykę częstotliwościową pokrywającą cały zakres sygnału mowy. Mikrofon elektretowy to zmodyfikowana wersja mikrofonu pojemnościowego. Fala akustyczna padająca na membranę powoduje jej ruch, a zmiana odległości pomiędzy metalizowaną membraną i okładką w mikrofonie zmiany napięcia na jego zaciskach. W klasycznym mikrofonie pojemnościowym wymagane jest bardzo duże napięcie zasilające, które z punktu widzenia zasilania w aparacie słuchowym nie jest pożądane. Różnica pomiędzy mikrofonem elektretowym a pojemnościowym jest taka, że w przypadku tego pierwszego jedna z okładek mikrofonu jest prepolaryzowana. Element wstępnie spolaryzowany pozwala wielokrotnie zmniejszyć napięcie zasilające.



Ryc. 1. Porównanie charakterystyk częstotliwościowych mikrofonów

Polaryzacji elementu, tak zwanego elektretu, dokonać można na dwa sposoby. Pierwszy polega na wstrzeliwaniu do izolatora, na przykład teflonu, pojedynczych elektronów. Drugi zaś odbywa się poprzez polaryzację elementu w wysokiej temperaturze, a następnie gwałtowne jego ochłodzenie.

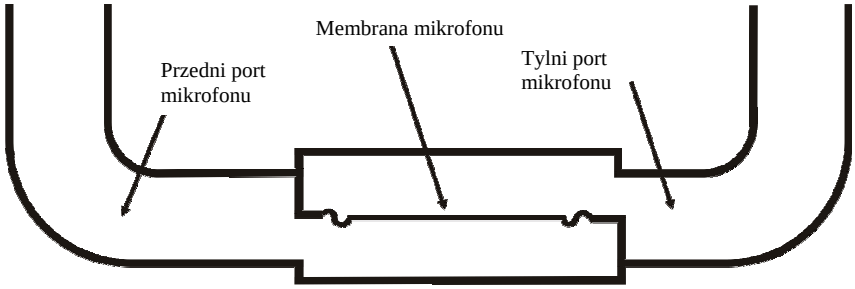


Ryc. 2. Schemat mikrofonu elektretowego

Polaryzacja elementu ma pewną żywotność i z czasem skuteczność mikrofonu elektretowego może maleć nawet do 40–50% w stosunku do stanu wyjściowego.

Istnieją także wersje dwuportowe omawianego mikrofonu. Pozwalają one uzyskiwać kierunkową charakterystykę częstotliwościową. Schemat takiego mikrofonu przedstawiono na rycinie 3.

.



Ryc. 3. Schemat mikrofonu dwuportowego o ósemkowej charakterystyce kierunkowej

W nowoczesnych aparatach słuchowych rozwiązanie to jest coraz częściej zastępowane techniką wielomikrofonową. Pozwala ona na bieżąco kształtować charakterystykę kierunkową aparatu słuchowego w zależności od sytuacji akustycznej.

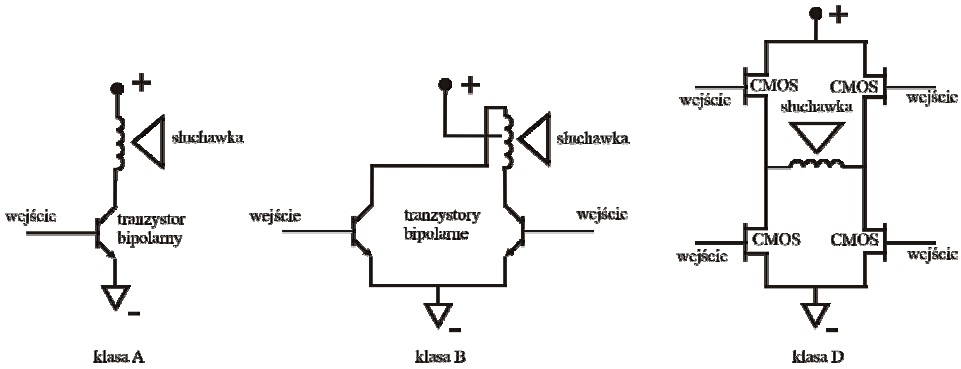
Współczesny rozwój techniki i miniaturyzacja, która w przypadku aparatów słuchowych jest znacząca, stawiają przed producentami mikrofonów duże wymagania. Stosowanie kilku mikrofonów w aparacie słuchowym narzuca konieczność ich miniaturyzacji z zachowaniem podobnych parametrów akustycznych. Zastosowanie technologii MEMS (*Micro Electro-Mecha-*

nical Systems) pozwala budować mikrofony znacznie mniejsze niż te dotychczas stosowane. Zasada działania mikrofonu produkowanego w tej technologii jest bardzo podobna do zasady działania mikrofonu omówionego powyżej. Jednak tutaj zmiany napięcia rejestrowane są w skali mikro – pomiędzy membraną a elementem krzemowym, wielkości kilku milimetrów kwadratowych. Mikrofony tego typu nazywane są mikrofonami krzemowymi.

2. WZMACNIACZE

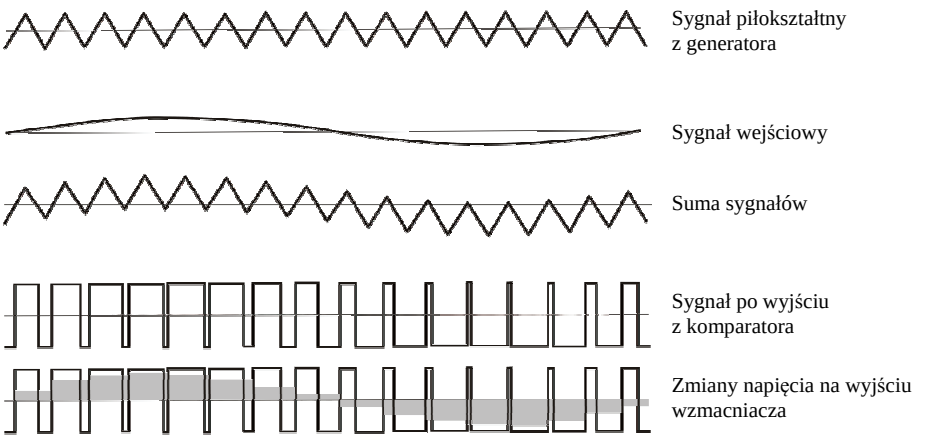
Najważniejszym elementem w torze elektroakustycznym aparatu słuchowego jest wzmacniacz. To on powoduje, że dźwięki o poziomie niższym niż próg słyszenia osoby z niedosłuchem są dla niej słyszalne. Zadaniem wzmacniacza jest zwiększenie wartości sygnału elektrycznego pochodzącego z mikrofonu odpowiednio dla danego pasma częstotliwości w zależności od tego, jaki ubytek słuchu ma pacjent. Pierwsze wzmacniacze w aparatach słuchowych działały w technice lampowej. Elementem wzmacniającym była lampa elektronowa. Ze względu na jej rozmiary oraz dużą energochłonność było to rozwiązanie mało praktyczne. Krokiem przełomowym, również w dziedzinie aparatów słuchowych, było wynalezienie, w 1948 r. w laboratoriach Bella, elementu półprzewodnikowego – tranzystora. Element o stosunkowo małych rozmiarach pozwolił na wielokrotne wzmacnianie sygnału przy stosunkowo małym poborze prądu. Pierwsze wzmacniacze były prostymi układami elektrycznymi. Wzmacniacz **klasy A**, zbudowany z wykorzystaniem jednego tranzystora, wprowadza małe zniekształcenia sygnału, jednak jego pobór prądu jest stosunkowo duży (sprawność na poziomie 50%). Innym rodzajem wzmacniacza stosowanym w aparatach słuchowych jest wzmacniacz **klasy B**, tak zwany *push-pull*. W tym rozwiązaniu zastosowano dwa przeciwsobnie ustawione tranzystory. Umożliwia to powiększenie jego sprawności do około 78%, jednak wprowadza spore zniekształcenia, które mają duży wpływ na jakość emitowanego sygnału. Rozwiązaniem poprawiającym sprawność wzmacniacza klasy A było wprowadzenie do niego układu zmieniającego punkt pracy tranzystora w zależności od poziomu sygnału wejściowego (wzmacniacz **klasy H**). Te trzy rodzaje wzmacniaczy stosowane są jeszcze na rynku analogowych aparatów słuchowych.

Obecnie najczęściej stosowanym układem wzmacniającym jest wzmacniacz **klasy D** (ryc. 4). Jest to wzmacniacz cyfrowy, który został wprowadzony do aparatów słuchowych w latach 80. XX w. We wzmacniaczu tego typu sygnał elektryczny z mikrofonu steruje ciągiem impulsów pochodzących z generatora. Liczba impulsów wychodzących z układu komparatora



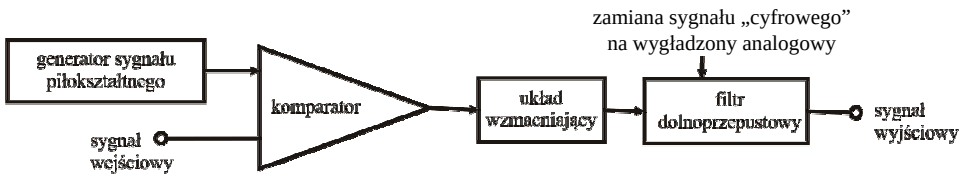
Ryc. 4. Schematy ideowe omawianych wzmacniaczy analogowych i cyfrowych

jest proporcjonalna do wartości amplitudy sygnału. Impulsy te są wzmacniane przez dwustanowe tranzystory, które naprzemiennie całkowicie przewodzą lub są całkowicie wyłączone. Przed podaniem wzmocnionego sygnału na słuchawkę jest on wygładzany przez filtr dolnoprzepustowy. Zamianę sygnału analogowego na ciąg impulsów przedstawiono schematycznie na rycinie 5.



Ryc. 5. Etapy przetwarzania sygnału we wzmacniaczu klasy D

Tego typu rozwiązanie zapewnia bardzo mały pobór prądu i sprawność rzędu 95–100%, a rozmiar wzmacniacza umożliwia wbudowanie go wewnątrz słuchawki (ryc. 6).



Ryc. 6. Schemat blokowy wzmacniacza klasy D

3. UKŁADY PRZETWARZAJĄCE

3.1. Układy kompresji

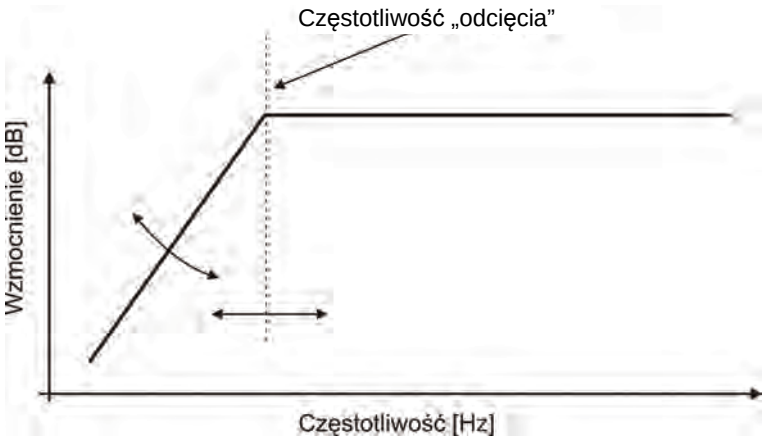
Układy kompresji stosuje się w aparatach słuchowych w celu ograniczenia sygnału na wyjściu aparatu słuchowego oraz w celu dopasowania dynamiki sygnału akustycznego na wejściu aparatu słuchowego do dynamiki słuchu osoby niedosłyszącej. W pierwszym przypadku stosuje się układy kompresji na wyjściu aparatu słuchowego (układy AGC_O), natomiast w drugim układy kompresji na wejściu aparatu słuchowego (układy AGC_I). Szczegółową charakterystykę układów kompresji, w tym ich parametrów, przedstawiono we *Współczesnych rozwiązaniach technologicznych w aparatach słuchowych*.

3.2. Filtry, tłumiki

Filtry

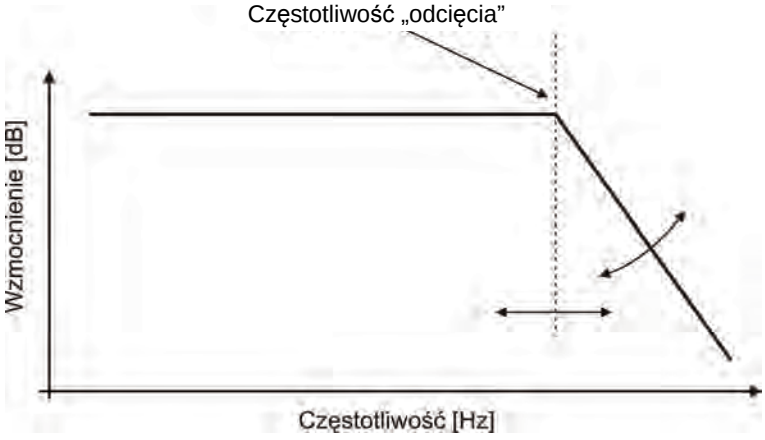
Jednym z podstawowych układów aparatów słuchowych, które pozwalają kształtować charakterystykę częstotliwościowa na wyjściu aparatu, są filtry. Wyróżnić można:

1. Filtry górnoprzepustowe, które umożliwiają większe wzmocnienie dla zakresu wyższych częstotliwości (w porównaniu z dolnym zakresem częstotliwości). Przykładowy kształt takiego filtru pokazano na rycinie 7. Najczęściej w aparatach słuchowych istnieje możliwość zmiany tak zwanej częstotliwości odcięcia, czyli częstotliwości, poniżej której wzmocnienie aparatu maleje (spadek w funkcji częstotliwości tego wzmocnienia również można zdefiniować).



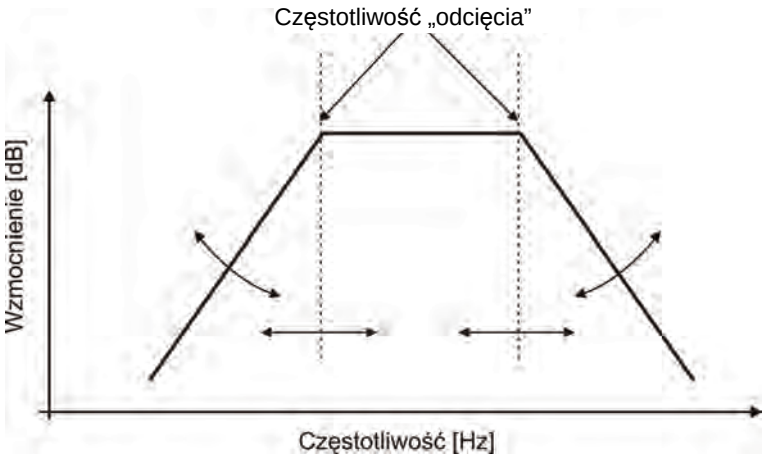
Ryc. 7. Kształt filtru górnoprzepustowego

2. Filtry dolnoprzepustowe, które pozwalają zapewnić większe wzmocnienie dla zakresu niskich częstotliwości. Przykładowy kształt takiego filtru pokazano na rycinie 8. Podobnie jak dla filtru górnoprzepustowego w przypadku filtrów dolnoprzepustowych istnieje możliwość zdefiniowania częstotliwości odcięcia oraz stopnia redukcji wzmocnienie powyżej tej częstotliwości.



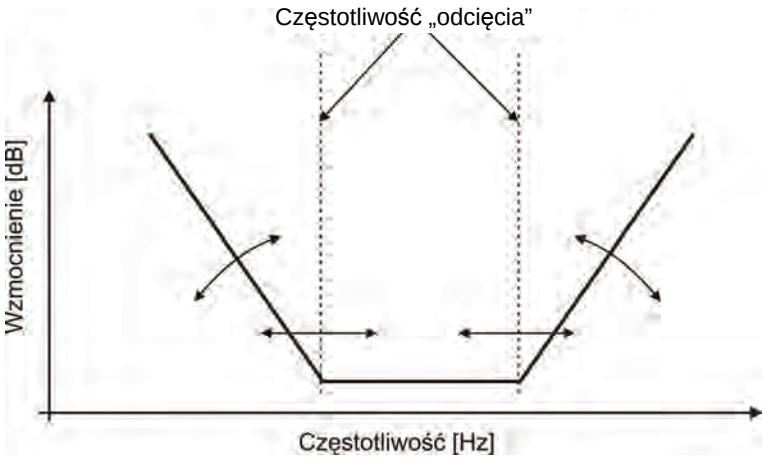
Ryc. 8. Kształt filtru dolnoprzepustowego

3. Filtry pasmowo-przepustowe (ryc. 9) – filtry przepuszczające składowe sygnału akustyczne w wybranym zakresie częstotliwości (pomiędzy tzw. dolną i górną częstotliwością graniczną).



Ryc. 9. Kształt filtru pasmowo-przepustowego

4. Filtry pasmowo-zaporowe (ryc. 10) – filtry przepuszczające składowe sygnału akustycznego poza zdefiniowanym zakresem częstotliwości.



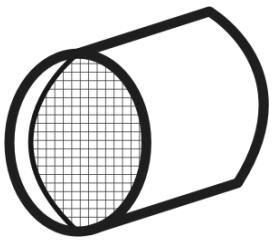
Ryc. 10. Kształt filtru pasmowo-zaporowego

Tłumiki akustyczne

Wspomniano, iż filtry stosuje się w aparatach słuchowych do kształtowania charakterystyki wzmocnienia aparatu słuchowego – w stosunkowo szerokim zakresie częstotliwości. Niestety, bardzo często w charakterystyce częstotliwościowej występują specyficzne rezonanse – nagłe przyrosty

wzmocnienia dla bardzo wąskich zakresów częstotliwości, które mogą być rzędu kilku decybeli. Sprawia to, iż charakterystyka częstotliwościowa jest bardzo „poszarpana". Główną przyczyną występowania tych rezonansów jest przede wszystkim układ składający się z rożka, wężyka oraz dźwiękowodu, który – jak każdy układ fizyczny – charakteryzuje się pewną częstotliwością rezonansową zależną od rozmiarów tych elementów (rożek, wężyk, dźwiękowód). Występowanie rezonansów powoduje spadek zrozumiałości mowy, trudności w identyfikacji głosek oraz pogorszenie jakości barwy dźwięku przenoszonego przez aparat słuchowy. Im więcej jest rezonansów w charakterystyce częstotliwościowej i im są one większe, tym bardziej negatywnie oddziałują na jakość dźwięku.

W celu „wygładzenia" charakterystyki częstotliwościowej aparatu stosuje się tak zwane tłumiki akustyczne. Kształt tłumików może być bardzo różny – najczęściej mają kształt walca, który umieszcza się w wężyku. Przykładowy kształt tłumika zawierającego siatkę przedstawiono na rycinie 11. Celem siatki jest redukcja energii fali akustycznej poprzez zmianę kierunku jej propagacji. Im szybciej fala akustyczna się propaguje, tym szybciej będzie tracić swoją energię, jeśli na jej drodze znajdzie się siatka. Jest to o tyle istotne, że prędkość propagacji fali akustycznej jest większa dla częstotliwości rezonansowych.



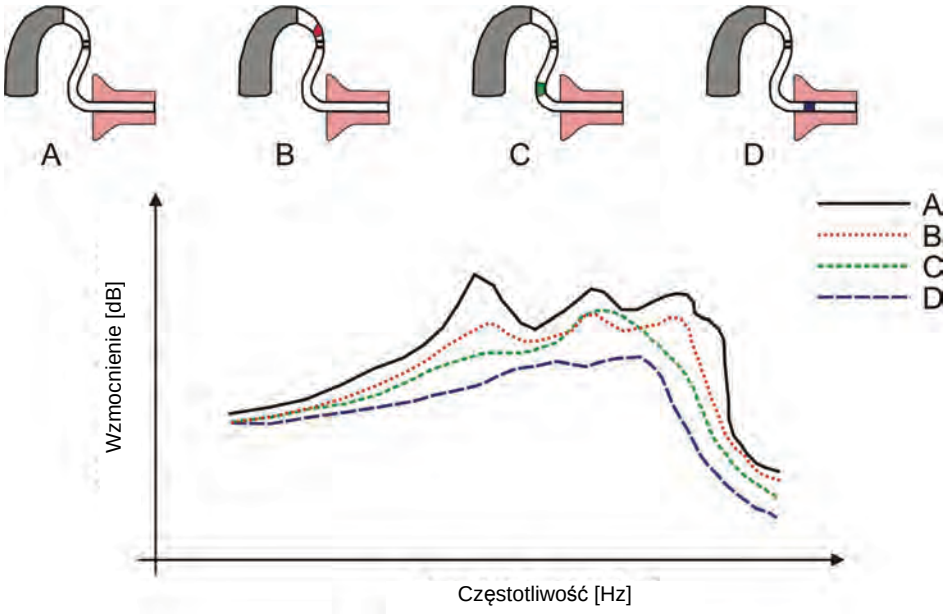
Ryc. 11. Tłumik akustyczny

Oprócz przedstawionego na rycinie 11 tłumika z siatką, tłumiki wykonywane są również na przykład w kształcie prostych walców oraz gwiazdek.

Materiał, z którego robione są tłumiki, to metal, plastik oraz wełna. Efektywność akustyczna tłumików, określana zwykle jako impedancja akustyczna, zależy przede wszystkim od zastosowanego materiału oraz od długości tłumika. Im dłuższy tłumik, tym impedancja akustyczna jest wyższa (większa redukcja energii akustycznej).

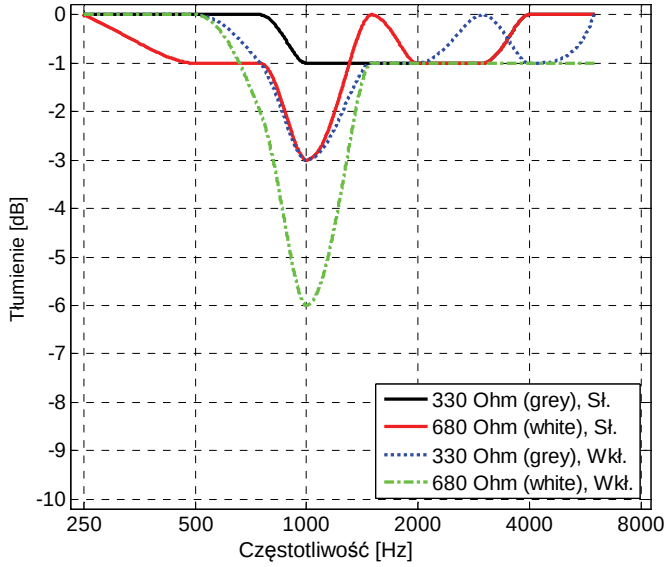
Niezwykle istotna z punktu widzenia stopnia wygładzenia charakterystyki częstotliwościowej jest lokalizacja tłumika. Skuteczność tłumienia przez tłumik jest największa wtedy, gdy tłumik znajduje się w miejscu, gdzie prędkość propagacji fali akustycznej jest największa. Dla częstotliwości rezonansowych prędkość dźwięku jest najmniejsza tuż przy słuchawce. Z tego powodu, aby osiągnąć największe tłumienie rezonansów, należy tłumik umieszczać możliwie najdalej od słuchawki (prędkość dźwięku rośnie wraz z odległością od słuchawki).

Na rycinie 12 przedstawiono wpływ lokalizacji tłumika akustycznego na charakterystykę wzmocnienia aparatu słuchowego. Jeśli tłumik znajduje się blisko słuchawki (przypadek B), tłumienie jest stosunkowo niewielkie. Im dalej jest tłumik od słuchawki (przypadek C i D) – tłumienie rośnie.

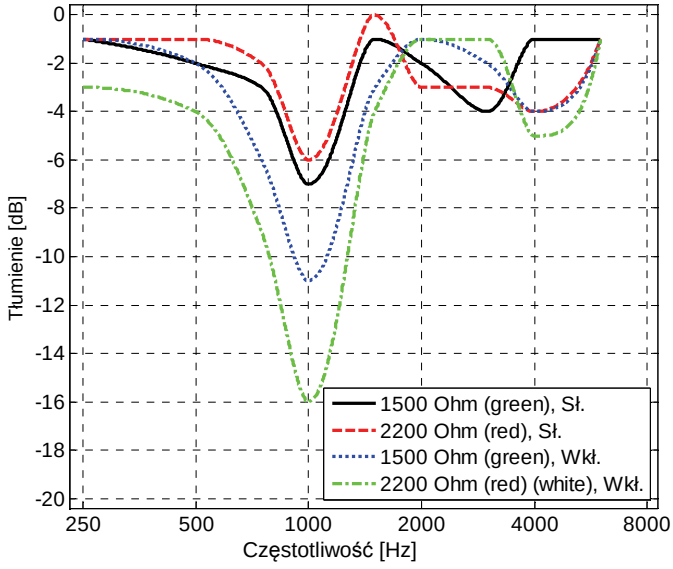


Ryc. 12. Wpływ lokalizacji tłumika akustycznego na charakterystykę częstotliwościową aparatu słuchowego

Na rycinach 13 i 14 zaprezentowano redukcję wzmocnienia poprzez zastosowanie tłumika akustycznego o różnej impedancji, znajdującego się przy słuchawce aparatu słuchowego oraz na końcu wkładki usznej (Dillon, 2012).



Ryc. 13. Tłumienie przez tłumiki akustyczne o różnej impedancji akustycznej oraz dla różnych położeń tłumika w aparacie typu BTE (Sł. – tuż przy wyjściu ze słuchawki, Wkł. – na końcu wkładki usznej)



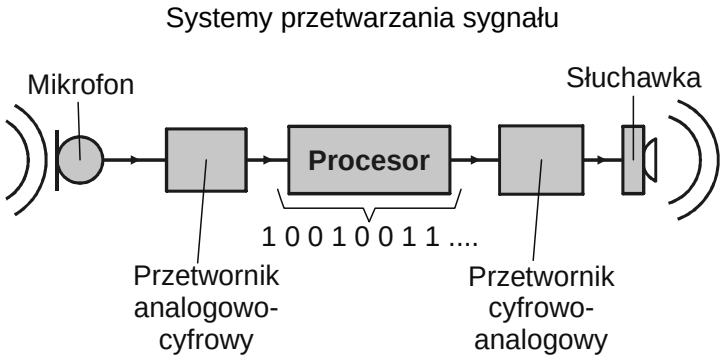
Ryc. 14. Tłumienie przez tłumiki akustyczne o różnej impedancji akustycznej oraz dla różnych położeń tłumika w aparacie typu BTE (Sł. – tuż przy wyjściu ze słuchawki, Wkł. – na końcu wkładki usznej)

Tłumiki akustyczne mogą być także zastosowane w aparatach typu ITE, ITC oraz CIC (przy słuchawce). Niestety, w takich przypadkach konieczna jest częsta ich wymiana z uwagi na problemy z woskowiną i wilgocią. Niektórzy producenci aparatów słuchowych umieszczają tłumiki wraz z rożkiem w jednym module. Jednak w przypadku zapchania przez woskowinę tłumików konieczna jest wymiana całego modułu.

3.3. Układ cyfrowy

Zastosowanie techniki cyfrowej w aparatach słuchowych pozwala na bardziej efektywne przetwarzanie sygnału akustycznego poprzez takie wykorzystanie procesora sygnału DSP (*digital signal procesor*), jak: wzmocnienie i kompresja (zgodnie z modelami percepcji dla słuchu normalnego i przy danej patologii), redukcja sprzężeń, redukcja szumów zakłócających, filtracja przestrzenna (oddzielenie sygnału użytecznego od zakłócającego) itp. Możliwe jest wykorzystanie specjalistycznych algorytmów zapamiętywania wybranych parametrów ustawień aparatu (uzależnionych od rodzaju i wielkości ubytku słuchu, jak i przyzwyczajeń percepcyjnych osoby słabosłyszącej) oraz automatycznego ich doboru w zależności od uwarunkowań akustycznych środowiska (Hojan, 1997; Vonlanthen, 1995).

Cały tor przetwarzania analogowo-cyfrowego (A/D) i cyfrowo-analogowego (D/A) przedstawiono na rycinie 15.

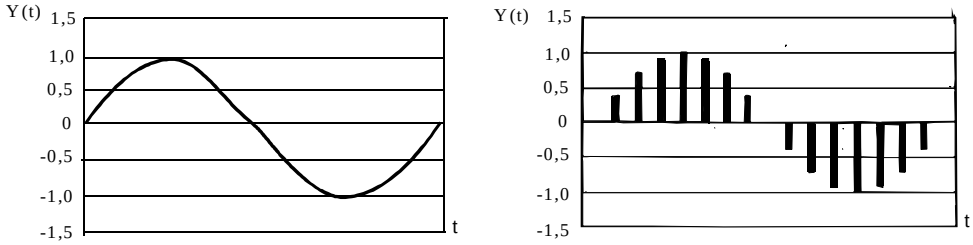


Ryc. 15. Schemat blokowego toru przetwarzania cyfrowego w aparacie słuchowym

Po wyjściu z procesora cyfrowego sygnał w postaci cyfrowej przekazany zostaje do przetwornika cyfrowo-analogowego (D/A), na wyjściu którego oczekuje się sygnału analogowego. Przetwornik D/A przekształca wyjściowy sygnał binarny na odpowiednią wartość napięcia analogowego i przekazuje ją na wejście słuchawki aparatu.

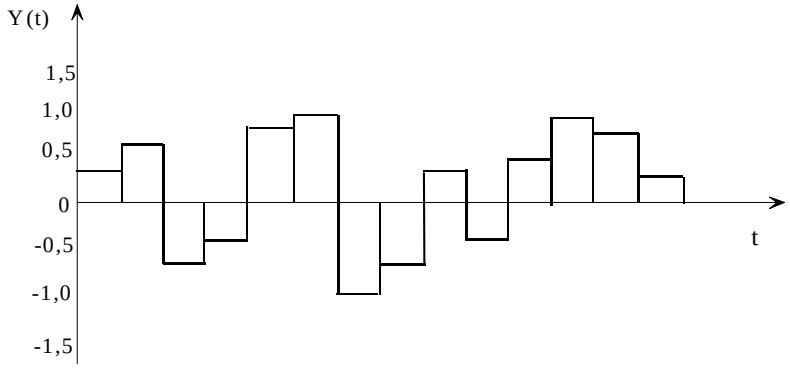
3.3.1. Proces próbkowania i kwantowania

Proces przetwarzania analogowo-cyfrowego sygnału ciągłego to proces uzyskiwania ciągu jego wartości dyskretnych. Kolejnym w czasie składowym amplitudy sygnału analogowego przypisywane zostają wartości dyskretne (ryc. 16).



Ryc. 16. Proces próbkowania sygnału analogowego (Hojan, 1997)

Następnie dyskretnym składowym amplitudy sygnału przypisane zostają wielkości liczbowe (proces kwantowania sygnału; ryc. 17). Cały proces próbkowania i kwantowania sygnału realizowany jest przez przetwornik analogowo-cyfrowy (A/D).



Ryc. 17. Proces kwantowania sygnału (Hojan, 1997)

U podstaw procesu kwantowania leży algebra logiki matematycznej (Hojan, 1997).

3.3.2. Błędy procesu próbkowania, kwantyzacji i przetwarzania cyfrowo-analogowego

Proces próbkowania, kwantyzacji, jak i przetwarzania cyfrowo-analogowego sygnału obciążony jest określonym błędem (Hojan, 1997).

Sygnał analogowy z górną składową częstotliwością f_m może być próbkowany z różną częstotliwością f_s. Teoria przetwarzania analogowo-cyfrowego według Shannona wymaga, by częstotliwość próbkowania f_s była przynajmniej dwa razy większa od górnej składowej częstotliwości f_m w sygnale ($f_s > 2f_m$).

Jeżeli częstotliwość próbkowania $f_s < 2f_m$, wówczas następuje nakładanie się widm powodujące interferencję w sygnale wyjściowym sygnału próbkowanego i próbkującego. Powstaje sygnał o częstotliwościach (tzw. *alias frequency*) równych różnicy częstotliwości sygnału próbkującego i składowych sygnału próbkowanego o wielu składowych.

Błędu próbkowania (*aliasing error*) można uniknąć, stosując częstotliwość próbkowania, tak zwaną częstotliwość Nyquiste:

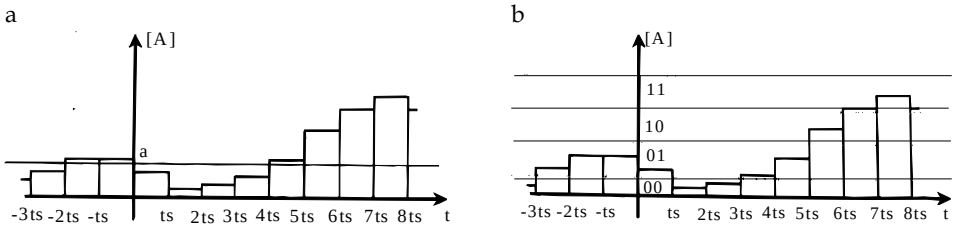
$$f_s = 2f_m.$$

Gwarantuje się to poprzez włączenie na wejściu układu próbkującego A/D filtru niskoprzepustowego (*anti-alias filter*) o stromej charakterystyce transmisji i o zdefiniowanej górnej częstotliwości pasma przepuszczania. Na przykład dla sygnału mowy, którego główne składowe widma leżą poniżej 8 kHz, konieczna jest częstotliwość próbkowania powyżej 16 kHz.

Obowiązujące normy zalecają używanie częstotliwości próbkowania równych 32, 44,1 i 48 kHz.

W procesie kwantyzacji wartości amplitudy próbkowanego sygnału analogowego przypisana zostaje wartość liczbowa – binarna. Proces ten można rozważać jako klasyfikację otrzymanej amplitudy sygnału do określonego przedziału wartości.

Wszystkie próbki, których amplituda leży powyżej danego poziomu granicznego, „wpadną" do stanu „1", natomiast wszystkie, które leżą poniżej tej linii, do stanu „0" – kwantyzacja jednobitowa (ryc. 18a)



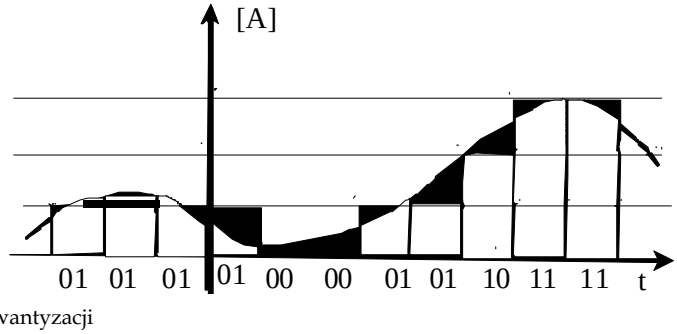
Ryc. 18. Kwantyzacja jednobitowa (a) i dwubitowa sygnału (b) (Hojan, 1997)

Przy kwantyzacji dwubitowej zostają wyróżnione cztery poziomy informacyjne (ryc. 18b). Im więcej do dyspozycji poziomów (im więcej bitów), tym dokładniej zostaje opisany sygnał analogowy.

W ogólności w przetworniku *n*-bitowym mającym 2*n* poziomów kwantyzacji błąd kwantyzacji nie może przekraczać:

$$\frac{1}{2} \text{ z } \frac{1}{2^n}, \text{ czyli } \frac{1}{2^{n+1}}.$$

Błąd ten przedstawiono na rycinie 19, na której porównano przebieg obwiedni ciągłego sygnału analogowego z obwiednią sygnału skwantowanego. Objawia się na wyjściu układu w postaci szumu, tak zwanego szumu kwantyzacji.



Ryc. 19. Porównanie obwiedni sygnału przed i po kwantyzacją

Poziom tego szumu maleje ze wzrostem liczby bitów, rośnie w ten sposób dynamika sygnału rozumiana jako odległość pomiędzy maksymalnym poziomem sygnału a poziomem szumu. Każdy dodatkowy bit zwiększa

dynamikę sygnału o około 6 dB. Przetwornik A/D – 12-bitowy gwarantuje dynamikę około 72 dB (12 x 6), a 16-bitowy dynamikę rzędu 96 dB (16 x 6); w każdym przypadku pomniejszoną o błąd kwantyzacji.

W sygnale mowy bardziej czułe na błąd kwantowania są samogłoski niż spółgłoski. W przypadku samogłosek osoba normalnie słysząca spostrzega różnice w percepcji przy zmianie rozdzielczości przetwornika o 3 bity, w przypadku spółgłosek zaś przy zmianie o 10 bitów. Wynika to z faktu łatwiejszej detekcji powstałych zakłóceń w strukturze harmonicznej samogłosek.

Osoby o słuchu normalnym wykazały tę samą zrozumiałość sygnału mowy kwantowanego przetwornikiem 8-bitowym (dynamika sygnału 48 dB) i 16-bitowym (dynamika 96 dB), przy czym w przypadku przetworników o stopniu kwantyzacji powyżej 12 bitów mowa oceniana była jako bardziej „hałaśliwa". Pamiętając o fakcie, że osoby słabosłyszące mają na ogół znacznie zawężone resztkowe pole słuchowe, stosowanie przetwornika A/D o rozdzielczości powyżej 8 bitów (dynamika sygnału rzędu 48 dB) gwarantuje, że szum kwantyzacji nie jest słyszalny.

Przetworzony ciągły sygnał analogowy podlega kwantowaniu amplitudowemu, zatem zakres zmian tej wielkości wejściowej A (jej dynamikę) określa się stosunkiem:

$$S/N = A_{max}/A_{min.}.$$

Ponieważ $A_{max} = 2^n$, $A_{min.} = 1$ stosunek ten równy jest $S/N = 2^n$, a w skali logarytmicznej S/N [dB] = 6 x n,

gdzie:

n – liczba bitów.

Przyjmując dokładność kwantyzacji równą rozdzielczości przetwornika, otrzymaną dynamikę trzeba zmniejszyć na przykład o 1 bit, wtedy

$$S/N \text{ [dB]} = 6 \text{ x } (n - 1).$$

Jednym ze sposobów zwiększenia dynamiki kwantowanego sygnału jest obniżenie poziomu szumu kwantyzacji. Można tego dokonać poprzez *oversampling*, a więc próbkowanie sygnału z częstotliwością wielokrotnie większą (D x f_s) od częstotliwości Nyquista f_s. Efektywna rozdzielczość kwantyzacji przetwornika wzrasta wtedy o wartość równą 10 logD.

Technika ta jest jednocześnie bardzo użyteczna w procesie filtrowania *anti-aliasing*. Na wyjściu przetwornika D/A sygnał ma „ostre kąty" będące wynikiem sumowania poszczególnych składowych cyfrowych, jest to *ima-*

ging error. Objawia się on w postaci wysokoczęstotliwościowego szumu – *imaging noise*. Celem wygładzenia tych kątów używa się filtru wygładzającego (typowy filtr niskoprzepustowy) zwanego też *anti-imaging filter*.

Przetworniki D/A są bardzo szybkie (8-bitowy, czas przetwarzania ca 100 μs; 12-bitowy, czas przetwarzania ca 1,2 μs). Użycie układu przetworników A/D i D/A, 10- lub 12-bitowych, wraz z 16-bitowym procesorem DSP daje na wejściu filtru maksymalny szum rzędu 9^{-10} lub 2^{-12}. Zakładając, że filtr nie wzmacnia (wzmocnienie = 0 dB) w całym paśmie transmitowanych częstotliwości, szum pochodzący od tych przetworników jest do pominięcia (nie jest słyszalny).

3.3.3. Inne błędy obróbki cyfrowej sygnału

W aparatach słuchowych w pełni cyfrowych jedynymi elementami, które z natury swojego działania mogą wprowadzać **zniekształcenia fazowe**, są mikrofon i słuchawka (elementy analogowe). Uwzględniając ich parametry geometryczne i fizyczno-materiałowe, można przypuszczać, że wprowadzane przez nie zniekształcenia fazowe są bardzo małe (nie ma danych pomiarowych). W każdym przypadku istnieje możliwość korekty tych zniekształceń fazowych na drodze czysto obliczeniowej.

Deformacja obwiedni czasowej sygnału na wyjściu aparatu słuchowego pojawia się, gdy nie jest on w stanie dokładnie odtworzyć przebiegu tej obwiedni z wejścia. W wyniku następuje na przykład zmiana relacji energetycznych pomiędzy składowymi strukturalnymi sylab w sygnale mowy.

Powszechną postacią tego typu zniekształceń są **zniekształcenia transjentowe**, w wyniku których aparat słuchowy nie nadąża za gwałtownymi włączeniami i zanikami sygnału dźwiękowego. Pojawiają się one przy częstotliwościach, dla których rejestruje się ostre piki w charakterystyce przeniesienia aparatu słuchowego i w aparatach słuchowych z ograniczonym pasmem przeniesienia. Ten typ zniekształceń występuje zarówno w liniowych, jak i nieliniowych, analogowych aparatach słuchowych.

Nieliniowe aparaty słuchowe wprowadzają zniekształcenie transjentowe ze względu na opóźnienie w aktywizacji i deaktywizacji układów kompresji, charakteryzowane poprzez *attack and release time*. Optymalnym rozwiązaniem wydaje się układ z *release time* adaptowanym do danej sytuacji dźwiękowej (krótki *release time* przy krótkich sygnałach impulsowyach i długi *release time* przy dłuższych sygnałach).

Czas reakcji (*attack and release time*) układów kompresujących w aparatach analogowych jest ściśle skorelowany z czasem analizy, oba bowiem są zdeterminowane przez te same pojemności. Korelacja ta jest mniej ewident-

na w aparatach cyfrowych, gdzie procesor jest układem przyczynowym reagującym na zdarzenia już zaszłe. Procedura pomiaru *attack and release time*, określona w normie IEC 118 i ANSI S3.22, a odniesiona do liniowych aparatów słuchowych, zaleca jako sygnał pomiarowy *sweep tone*. Cyfrowe aparaty słuchowe nie odpowiadają tym wymogom, a więc nie można przenieść tej procedury pomiarowej

W aparatach cyfrowych czasy regulacji są bardzo krótkie (rzędu ms) przy transmisji impulsów i bardzo długie (rzędu kilku s) przy transmisji dźwięków środowiska akustycznego, a więc zgodnie z oczekiwanym rozwiązaniem optymalnym.

Zniekształcenie nasycenia występuje, gdy obwiednia sygnału na wyjściu aparatu słuchowego zostaje zdeformowana. Wyróżnia się dwa typy tych zniekształceń (występują przy dużych poziomach wejściowych sygnału):

1) zniekształcenie harmoniczne (*Total Harmonic Distortion*, THD),

2) zniekształcenie intermodulacyjne (*Intermodulation Distortian*, IMD).

W aparatach cyfrowych powstają one przy transmisji sygnału przez mikrofon i słuchawkę. Pomiar zniekształceń nasycenia w aparatach cyfrowych nie uwzględnia zniekształceń kwantyzacji. Proponuje się stosować jako sygnał wejściowy szum szerokopasmowy. Dla aparatów cyfrowych za miarę zniekształceń nasycenia przyjmuje się na przykład różnicę sygnału mowopodobnego na wyjściu aparatu słuchowego i wyjściu filtru liniowego. Inna propozycja to przyjęcie za miarę zniekształceń nasycenia tak zwanego widma zniekształceń; liczonego w każdym paśmie krytycznym jako stosunek widma sygnału złożonego na wyjściu aparatu słuchowego do idealnego widma liniowego (bez zniekształceń).

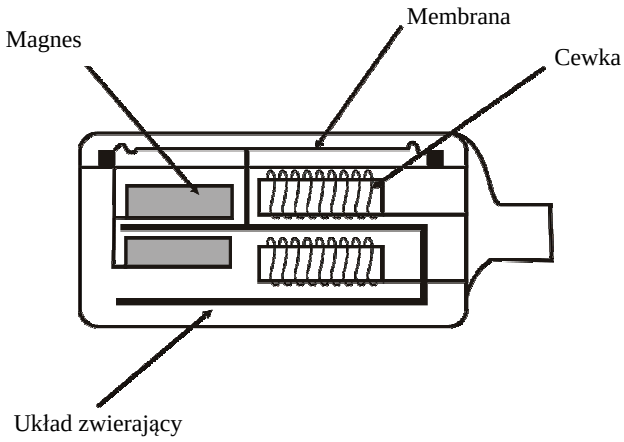
Ostatnio wiele uwagi przywiązuje się do oceny zniekształceń w aparatach słuchowych poprzez analizę funkcji koherencji. Wielkość zniekształceń nasycenia zależy od poziomu i częstotliwości sygnału na wejściu, przy czym nie przekracza 1%. Zniekształcenia te mogą być znacznie większe w wysokim paśmie częstotliwości niż w niższym, podobnie jak w aparatach analogowych. W aparatach cyfrowych niekiedy rezygnuje się ze wzmacniacza w tradycyjnym zrozumieniu. Słuchawka jest sterowana bezpośrednio poprzez konwerter sygnałem cyfrowym (*Direct-Digital-Driver*). Technika ta zapewnia, że sygnał na wyjściu jest praktycznie bezszumowy.

W cyfrowych aparatach słuchowych wydaje się możliwe pominięcie (przyjmując za kryterium oceny zniekształceń ich spostrzegalność na drodze oceny subiektywnej) tradycyjnych (w odniesieniu do aparatów analogowych) zniekształceń sygnału; najsłabszymi elementami transmisji sygnału są mikrofon i słuchawka – one też są odpowiedzialne za zniekształcenia sygnału typowe dla przetworników analogowych.

4. SŁUCHAWKI

W większości aparatów słuchowych stosuje się słuchawkę elektromagnetyczną. Zasada działania takiego przetwornika jest identyczna, jak działania głośnika dynamicznego. W głośniku zmiany prądu płynącego w układzie elektrycznym (cewce) powodują zmianę pola magnetycznego wokół niej. Cewka umieszczona w polu magnetycznym, wytworzonym przez magnes będący elementem głośnika, porusza się, przenosząc ruch na membranę, ta zaś wymusza ruch cząstek powietrza, powodując powstanie fali akustycznej.

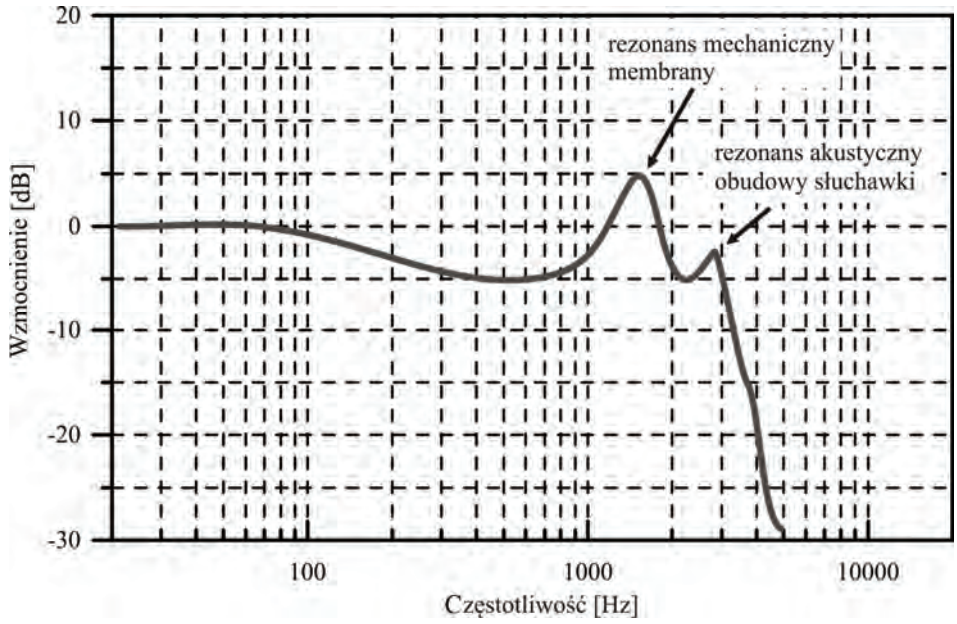
W przypadku słuchawki aparatu słuchowego to nie cewka porusza membraną, a układ zwierający łączący zmienne pole magnetyczne wokół cewki ze stałym polem magnetycznym wytworzonym przez magnes (ryc. 20).



Ryc. 20. Przekrój przez słuchawkę elektromagnetyczną aparatu słuchowego

Przetworniki elektromagnetyczne miały już pierwsze aparaty słuchowe i są one również stosowane współcześnie. Na przestrzeni lat słuchawki zostały jedynie zminiaturyzowane i obecnie ich wielkość nie przekracza 1 cm w żadnym z wymiarów.

Podobnie jak w przypadku mikrofonów, słuchawki w aparatach słuchowych powinny cechować się charakterystyką częstotliwości zapewniającą dobre przenoszenie pasma mowy. Ważne jest także, aby charakterystyka ta była stosunkowo płaska, pozbawiona wyraźnych ekstremów. Niestety, ze względu na budowę całego układu elektromechanicznego występowanie tych ekstremów jest nieuniknione. Wywołane są one poprzez rezonans mechaniczny membrany oraz rezonans powietrza wewnątrz słuchawki. Nierów-

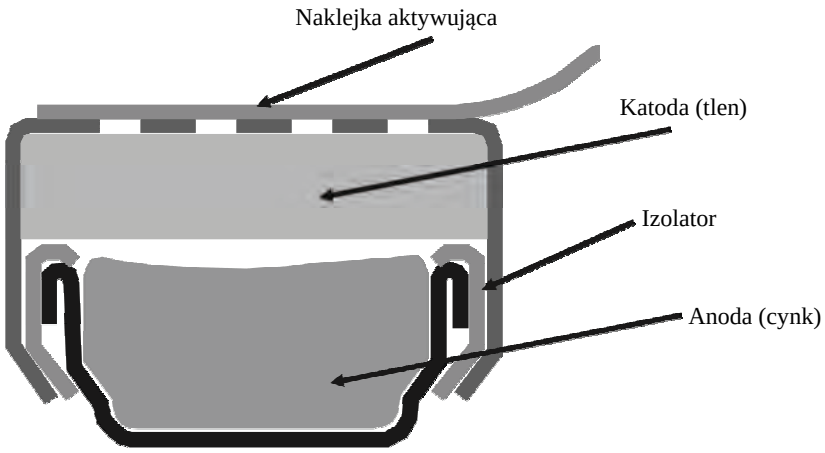


Ryc. 21. Typowa charakterystyka częstotliwościowa słuchawki elektromagnetycznej

nomierności te kompensuje się poprzez różnego rodzaju rozwiązania – filtry akustyczne oraz elektryczne.

5. ZASILANIE W APARATACH SŁUCHOWYCH

Źródło prądu w aparacie słuchowym od zawsze stanowiło i stanowi jego największy element składowy. Aparat słuchowy powinien działać nieprzerwanie jak najdłużej, stąd taka proporcja rozmiarów. Parametry aparatu słuchowego, takie jak na przykład wzmocnienie, nie powinny się zmieniać w czasie, dlatego źródło prądu w nim zastosowane powinno być stabilne. Od lat takim źródłem prądu w aparatach słuchowych jest ogniwo elektryczne, zwane potocznie baterią. Początkowo baterie pozwalały na pracę aparatu nieprzerwanie przez kilkanaście godzin, obecnie czas ten znacznie się wydłużył i sięga nawet do 2 tygodni. Ogniwo składa się z anody, katody oraz elektrolitu. Najpowszechniejszym rodzajem baterii jest ogniwo cynkowo-powietrzne. Katodę w tym ogniwie stanowi tlen zawarty w powietrzu, anodę zaś cynk wewnątrz baterii (ryc. 22). Elektrolitem jest wodorotlenek potasu. Chcąc skorzystać z ogniwa cynkowo-powietrznego, należy je aktywować. Robi



Ryc. 22. Przekrój przez baterię cynkowo-powietrzną

się to poprzez oderwanie naklejki zabezpieczającej, po którym do wnętrza baterii dostaje się tlen będący katodą. Bateria w stanie nieaktywnym ma praktycznie nieograniczoną żywotność.

Ze względu na różne zapotrzebowanie na prąd w aparacie słuchowym wyróżnia się kilka standardowych rodzajów baterii. W poniższej tabeli zestawiono typy baterii wraz z ich oznaczeniami oraz opisem.

Tabela. Typy baterii oraz ich oznaczenia

Oznaczenie kolorystyczne	Typ	Oznaczenie według standardu IEC 60086	Typowa pojemność [mAh]	Napięcie [V]	Rodzaj aparatów*
Niebieski	675	PR44	600	1,4	BTE, CI
Pomarańczowy	13	PR48	280	1,4	BTE, ITE
Brązowy	312	PR41	160	1,4	ITE, ITC
Żółty	10	PR70	90	1,4	ITC, CIC
Czerwony	5	PR63	35	1,4	CIC

* BTE – aparat zauszny, CI – implant ślimakowy, ITE – aparat wewnątrzuszny, ITC – aparat wewnątrzkanałowy, CIC – aparat całkowicie wewnątrzkanałowy.

W aparatach słuchowych, oprócz jednorazowych baterii cynkowo-powietrznych, stosuje się akumulatory. Ze względu na czas pracy – znacznie krótszy aniżeli w przypadku baterii – rozwiązanie to jest stosowane dość rzadko (w aparatach najwyższej klasy). Jego plusem jest możliwość dobrego uszczelnienia całego aparatu słuchowego. Barierami w powszechnym sto-

sowaniu takiego systemu zasilania jest stosunkowo duży koszt jego wykonania, krótki czas pracy po naładowaniu oraz potrzeba częstego dostępu użytkownika do sieci elektrycznej.

6. KLASYFIKACJA APARATÓW SŁUCHOWYCH

Aparaty słuchowe można podzielić na wiele sposobów. Najprostszy z nich to podział ze względu na budowę, która łączy się bezpośrednio z wielkością urządzenia. Największymi aparatami są **aparaty kieszonkowe** (ryc. 23). Standardowo składają się one z dwóch części. Pierwsza część swoim wyglądem przypomina współczesne odtwarzacze muzyki. Znajduje się w niej mikrofon, wzmacniacz oraz inne układy przetwarzające. Druga cześć to słuchawka umieszczana w uchu pacjenta, która podłączona jest do aparatu za pomocą kabla. Urządzenia te odznaczają się bardzo dużym wzmocnieniem oraz szeroką charakterystyką częstotliwościową. Dodatkową zaletą tych aparatów jest długi czas pracy na jednej baterii (duża bateria) oraz stosunkowo małe prawdopodobieństwo powstania sprzężenia zwrotnego (duża odległość mikrofon – słuchawka). Niestety, umiejscowienie mikrofonu (najczęściej poniżej głowy lub w kieszeni ubrania) oraz kabel utrudniający wykonywanie niektórych codziennych czynności wpływają negatywnie na ocenę tego typu aparatu.



Ryc. 23. Współczesny aparat kieszonkowy firmy Siemens

Drugim pod względem wielkości rodzajem aparatu słuchowego jest **aparat zauszny** (*Behind The Ear*, BTE). Jest to najbardziej popularny rodzaj aparatu słuchowego. W charakterystycznie wygiętej obudowie, umieszczanej za uchem pacjenta, znajdują się takie elementy, jak: mikrofon, układy regulujące, wzmacniacz oraz słuchawka. Sygnał ze słuchawki emitowany jest do rożka, do którego podłącza się kolejny element – wkładkę uszną. Wkładka uszna to element dopasowany indywidualnie do ucha pacjenta, którego zadaniem jest między innymi utrzymywanie falowodu doprowadzającego dźwięk do ucha pacjenta. Na rynku spotykane są zauszne aparaty słucho-

we, które pracują w innych układach. Pierwszy z nich to tak zwane otwarte dopasowanie **OTE** (*Openfit behind The Ear*), które polega na zamianie klasycznej wkładki usznej zamykającej ucho pacjenta na wkładkę otwartą – ażurową. Pozwala ona na doprowadzenie do ucha osoby niedosłyszącej, oprócz dźwięku wzmocnionego przez aparat słuchowy, dźwięku bezpośredniego (nieprzetworzonego przez aparat).

Aparaty zauszne mogą również współpracować ze słuchawką znajdującą się poza obudową aparatu słuchowego. Rozwiązanie tego typu nosi nazwę **RIC** (*Reciever in the Canal*) i umożliwia w aparatach małej wielkości uzyskiwanie stosunkowo dużego wzmocnienia. W aparatach typu RIC słuchawka umieszczana jest bezpośrednio wewnątrz kanału słuchowego pacjenta, co pozwala zminimalizować prawdopodobieństwo powstawania sprzężenia zwrotnego (w przypadku konieczności zastosowania dużego wzmocnienia). Na rycinie 24 przedstawiono omówione powyżej rodzaje aparatów zausznych.

a b c



Ryc. 24. Aparaty zauszne: BTE (a), OTE (b) i RIC (c)

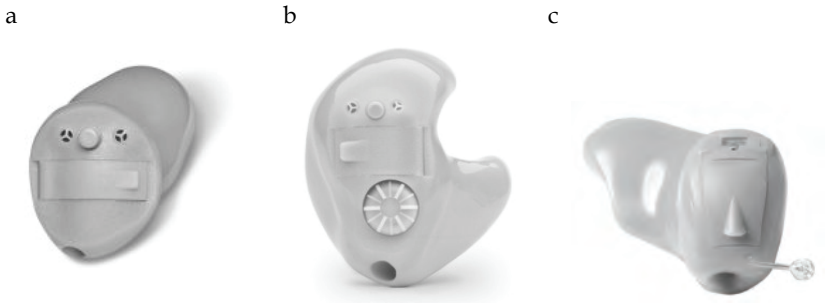
Kolejną grupę aparatów stanowią aparaty umieszczane wewnątrz zewnętrznego kanału słuchowego. Są one znacznie mniejsze od aparatów typu BTE. Wszystkie elementy aparatu znajdują są w obudowie dopasowywanej indywidualnie do kształtu ucha pacjenta. W grupie tej można wyróżnić trzy typy aparatów słuchowych:

1) **aparaty wewnątrzuszne** (*In The Ear*, ITE), które wypełniają całe ucho pacjenta, to jest jamę i łódkę muszli;

2) **aparaty wewnątrzkanałowe** (*In The Canal*, ITC) – mniejsze od aparatów wewnątrzusznych, częściowo widoczne w jamie muszli;

3) **aparaty całkowicie wewnątrzkanałowe** (*Completely In The Canal*, CIC) – są praktycznie niewidoczne w uchu pacjenta, charakteryzuje je specjalna żyłka umożliwiająca wyjęcie aparatu słuchowego z kanału słuchowego.

Wszystkie aparaty umieszczone bezpośrednio w uchu pacjenta są mniej widoczne od aparatów zausznych czy kieszonkowych. Ze względu na to, że mikrofony w tych aparatach znajdują się wewnątrz zewnętrznego przewodu słuchowego, zapewniają najlepszą spośród wszystkich wymienionych modeli lokalizację źródeł dźwięku. Minusem tych małych aparatów jest duża podatność na sprzężenia zwrotne ze względu na małą odległość pomiędzy słuchawką a mikrofonem. Umieszczenie całej „elektroniki" wewnątrz przewodu słuchowego pacjenta sprawia, że może dochodzić do jej zawilgocenia, a to może prowadzić do uszkodzenia aparatu słuchowego. Mały rozmiar aparatów umieszczanych w przewodzie słuchowym utrudnia również ich regulację. Aparaty typu ITE, ITC i CIC przedstawiono na rycinie 25.



Ryc. 25. Aparaty wewnątrzuszne: ITC (a), ITE (b) i CIC (c)

Ostatnim rodzajem aparatów słuchowych jest **aparat okularowy**, będący, jak sugeruje nazwa, połączeniem aparatu słuchowego z okularami. W aparacie tym w oprawki okularów wmontowany jest aparat słuchowy typu BTE. Sygnał z aparatu słuchowego do przewodu słuchowego doprowadzany jest przez falowód umieszczony w klasycznej wkładce usznej.

Bibliografia

Dillon H., 2012, *Hearing aids*, Boomerang Press, Sydney.
Hojan E., 1997, *Akustyka aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.
Hojan E., 2001, *Miernictwo aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.
Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.
Valente M. (red.), 1996, *Hearing aids: Standards, options, and limitations*, Thieme, New York.
Vonlanthen A., Arndt H., 2007, *Hearing instrument technology for the hearing health care professional*, Thomson Delmar Learning, New York.

EDWARD HOJAN, ROMAN GOŁĘBIEWSKI

WSPÓŁCZESNE ROZWIĄZANIA TECHNOLOGICZNE W APARATACH SŁUCHOWYCH

1. ELIMINACJA SPRZĘŻEŃ AKUSTYCZNYCH

Sprzężenie zwrotne jest to specyficzny pisk aparatu słuchowego, który powstaje na skutek zbyt dużego otworu wentylacyjnego i/lub nieszczelności we wkładce usznej. Przez osoby użytkujące aparaty słuchowe efekt określany jest jako: gwiżdżenie, piszczenie, świszczenie, dzwonienie, brzęczenie itp. Efekt ten jest bardzo dokuczliwy i może doprowadzić do odrzucenia aparatu słuchowego. Sygnał sprzężenia zwrotnego może być na tyle głośny, że będzie słyszalny dla innych osób – nie tylko dla osoby niedosłyszącej. W innych przypadkach, gdy w zależności od charakteru niedosłuchu osoba niedosłysząca ma bardzo duży ubytek słuchu w zakresie częstotliwości, w którym występuje sprzężenie zwrotne, sygnał sprzężenia może być niesłyszalny dla osoby niedosłyszącej, a dla innych osób słyszalny wyraźnie.

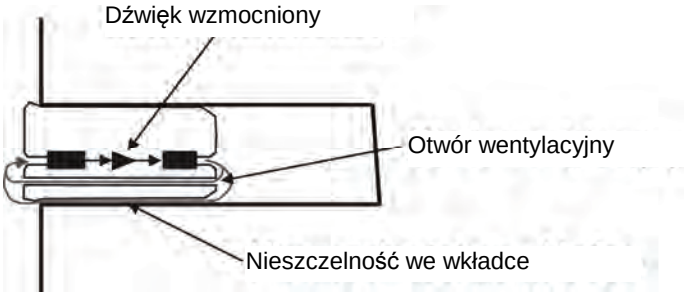
Sprzężenie zwrotne może być wywołane przez:

– powierzchnie odbijające w pobliżu ucha (telefon, czapka, kapelusz, ręka),

– małą odległość mikrofon – słuchawka (problem szczególnie istotny w aparatach wewnątrzusznych i wewnątrzkanałowych),

– wzmocnienie aparatu słuchowego: im większe wzmocnienie, tym większe prawdopodobieństwo powstania sprzężenia zwrotnego. Problem ten dotyczy przede wszystkim aparatów nieliniowych, gdyż w tych aparatach stosuje się bardzo duże wzmocnienie dla niskich poziomów sygnałów na wejściu aparatu słuchowego.

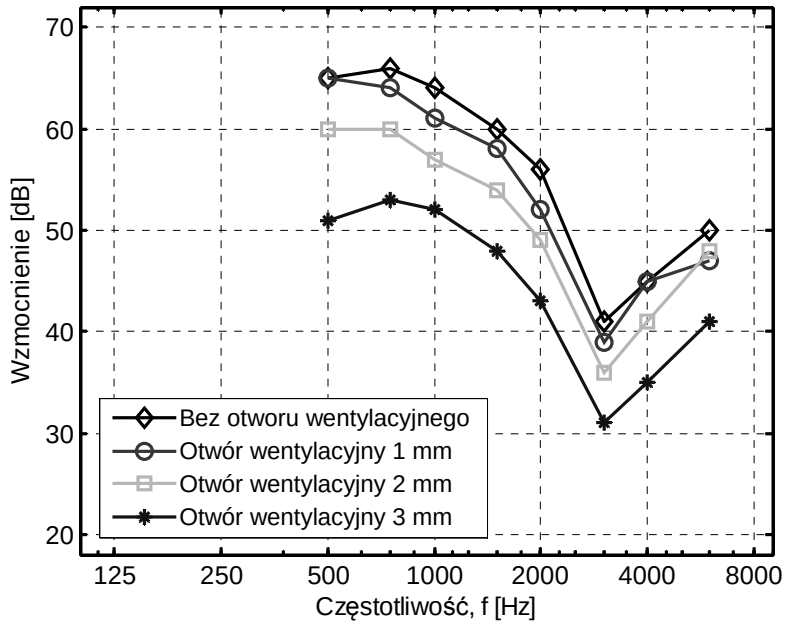
Sprzężenie zwrotne powstaje, gdy wzmocniony sygnał ze słuchawki wraca do mikrofonu aparatu słuchowego i zostaje ponownie wzmocniony (ryc. 1). Wzmocniony w ten sposób sygnał akustyczny – poprzez dźwiękowód, przewód słuchowy oraz otwór wentylacyjny, nieszczelności we wkładce usznej lub przez wkładkę uszną (wkładka ma skończoną izolacyjność akustyczną) – dociera do mikrofonu aparatu słuchowego i raz jeszcze zostaje wzmocniony. W ten sposób tworzy się tak zwana pętla sprzężenia, która może być przerwana poprzez zmniejszenie wzmocnienia, zmianę ustawień w aparacie słuchowym, uszczelnienie wkładki usznej itp. Oczywiście nie każdy sygnał akustyczny (z wyjścia aparatu słuchowego), który dociera do mikrofonu, powoduje sprzężenie zwrotne. Powstaje ono tylko wtedy, gdy wielkość wzmocnienia aparatu słuchowego jest większa niż wielkość tłumienia fali dźwiękowej na drodze propagacji od przewodu słuchowego (od wyjścia aparatu słuchowego) do wejścia aparatu słuchowego. Jeżeli wzmocnienie aparatu jest mniejsze niż to tłumienie, wówczas sygnał sprzężenia nie powstanie. Załóżmy, że sygnał wygenerowany przez słuchawkę aparatu słuchowego ma poziom 90 dB SPL wewnątrz przewodu słuchowego, a po przejściu przez otwór wentylacyjny, to znaczy na wejściu aparatu słuchowego, 60 dB SPL. O tym, czy efekt sprzężenia powstanie, decyduje wielkość parametru REAG (*Real Ear Aided Gain*). Jeżeli REAG jest w tym przypadku większe niż 30 dB, to wtedy aparat piszczy (powstaje sprzężenie zwrotne), natomiast jeżeli REAG jest mniejsze niż 30 dB – sprzężenie zwrotne nie powstanie. Omówiony powyżej proces jest dodatkowo komplikowany przez zależności fazowe sygnałów akustycznych docierających do mikrofonu aparatu słuchowego. Sygnały akustyczne ze słuchawki docierają do mikrofonu aparatu słuchowego przez cały czas. Jeżeli te sygnały będą w fazie – nawet jeśli wcześniej nie wywoływały sprzężenia, gdyż były za słabe – to na skutek konstruktywnej interferencji tych fal (brak różnicy faz lub różnica faz jest wielokrotnością 360°) sprzężenie zwrotne może powstać.



Ryc. 1. Pętla sprzężenia zwrotnego

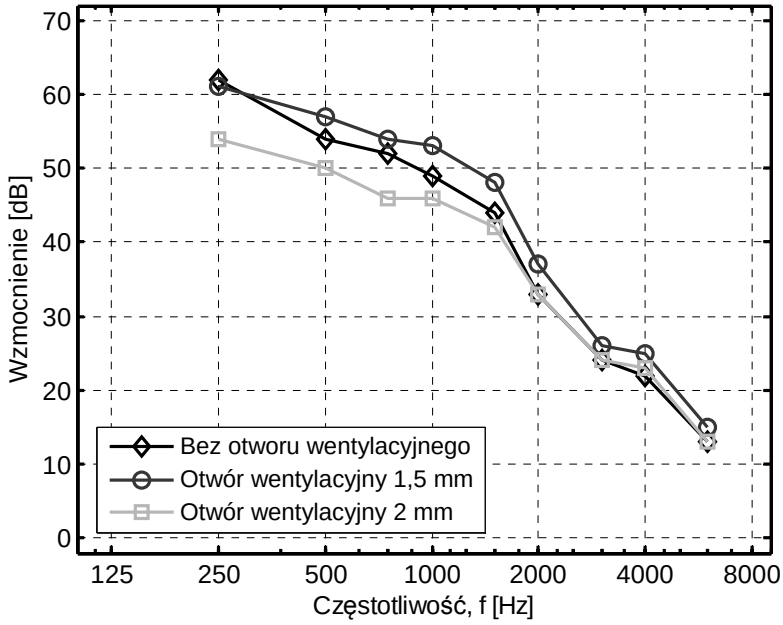
Innym problemem związanym ze sprzężeniem zwrotnym jest fakt, iż sygnał sprzężenia może wprowadzać pewne zmiany w charakterystyce częstotliwościowej aparatu. Na skutek przesunięć fazowych dla niektórych częstotliwości wzmocnienie będzie wzrastać, a dla niektórych maleć. W rezultacie charakterystyka częstotliwościowa aparatu słuchowego jest bardzo „poszarpana".

Efekt sprzężenia zwrotnego w dość istotnym stopniu ogranicza wielkość otworu wentylacyjnego oraz wielkości wzmocnienia aparatu słuchowego. Oznacza to, że istnieje pewna graniczna wielkość wzmocnienia aparatu słuchowego (maksymalne, dopuszczalne wzmocnienie), powyżej której powstaje sprzężenie zwrotne. Na rycinach 2–4 przedstawiono dopuszczalne wzmocnienie, które nie powoduje sprzężenia zwrotnego (dla aparatów typu BTE – ryc. 2, ITE – ryc. 3 oraz ITC – ryc. 4).

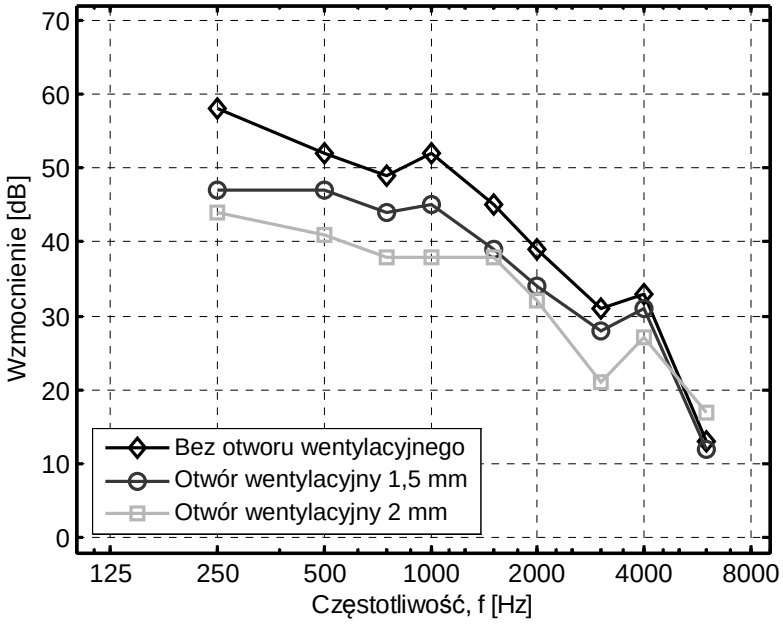


Ryc. 2. Maksymalne dopuszczalne wzmocnienie aparatu słuchowego dla aparatów typu BTE

Z analizy zależności przedstawionych na rycinach 2–4 wynika, że wartość wzmocnienia aparatu słuchowego ma pewną wartość graniczną, która zależy od wielkości średnicy otworu wentylacyjnego oraz częstotliwości. Jeżeli wzmocnienie aparatu słuchowego przekroczy wartość graniczną, wtedy aparat słuchowy zaczyna sprzęgać. W przypadku aparatów zausznych



Ryc. 3. Maksymalne dopuszczalne wzmocnienie aparatu słuchowego dla aparatów typu ITE



Ryc. 4. Maksymalne dopuszczalne wzmocnienie aparatu słuchowego dla aparatów typu ITC

(BTE, ryc. 2) największe możliwe wzmocnienie aparatu słuchowego, niepowodujące powstania sprzężenia zwrotnego, dla wkładki zamkniętej wynosi od 66 dB dla częstotliwości f = 750 Hz do 41 dB dla częstotliwości f = 3000 Hz. Wynika stąd, że nawet dla wkładki zamkniętej (i szczelnej) również istnieje graniczna wartość wzmocnienia (choć dźwięk nie może „powrócić" na wejście aparatu słuchowego poprzez otwór wentylacyjny czy nieszczelności we wkładce usznej). Jedyną drogą powrotu jest droga kostna oraz droga powietrzna – po przejściu przez wkładkę uszną, która ma skończoną izolacyjność akustyczną. Dla otworu wentylacyjnego o średnicy 3 mm (aparaty typu BTE, ryc. 2) dopuszczalne wzmocnienie wynosi (tylko) od 53 dB dla częstotliwości f = 750 Hz do 31 dB dla częstotliwości f = 3000 Hz. Dla aparatów typu ITE (ryc. 3) i ITC (ryc. 4) dopuszczalne wzmocnienie aparatu słuchowego jest jeszcze mniejsze niż dla aparatów BTE (szczególnie dla wyższych częstotliwości).

W celu redukcji sprzężenia zwrotnego stosuje się wiele układów (rozwiązań), które zapobiegają powstaniu tego sygnału. Należą do nich:

– używanie szczelnych wkładek usznych,

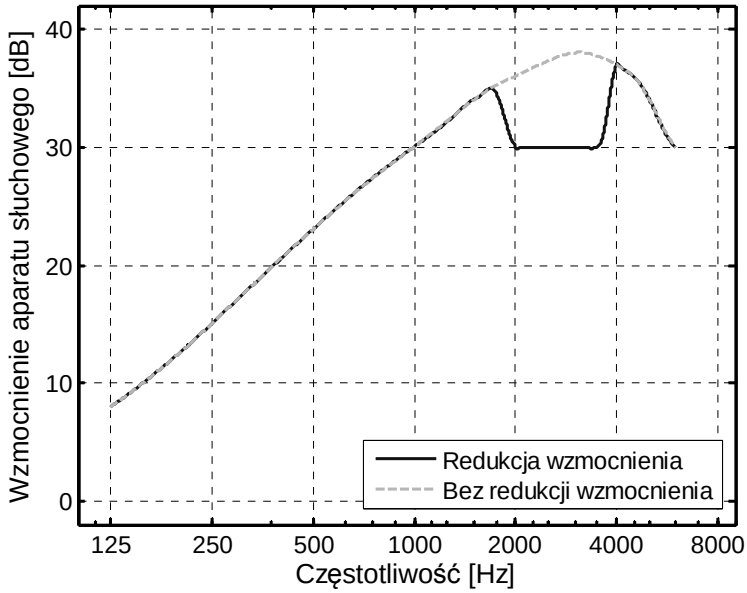
– obniżanie wzmocnienia aparatu słuchowego w zakresie częstotliwości, w którym występuje sprzężenie zwrotne (wzmocnienie powinno być mniejsze od określonej wartości, która nie powoduje sprzężenia zwrotnego),

– stosowanie mniejszych otworów wentylacyjnych we wkładce usznej (lub wkładki zamkniętej),

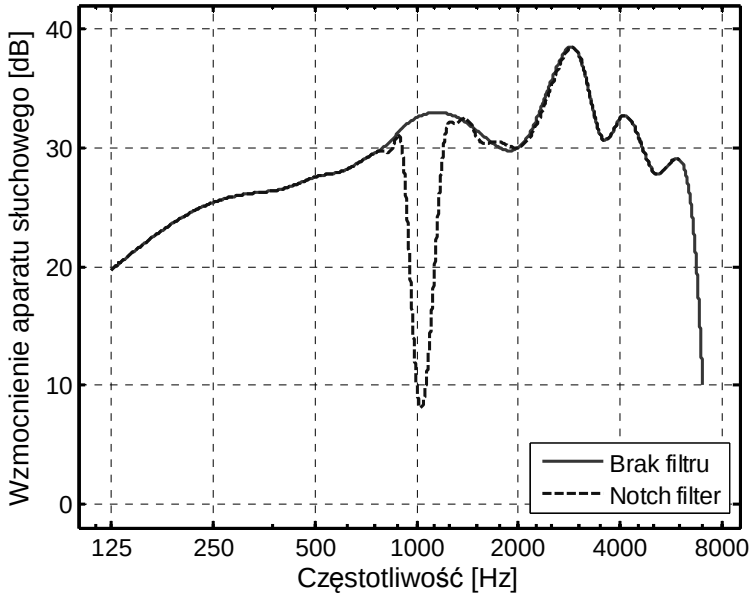
– stosowanie wąskopasmowych filtrów, tak zwanych *notch filter*.

Obniżenie wzmocnienia aparatu słuchowego jest najprostszym sposobem redukcji sprzężenia zwrotnego, przy czym redukcja ta powinna wystąpić w możliwie najmniejszym zakresie częstotliwości (sygnał sprzężenia zwrotnego występuje w wąskim zakresie częstotliwości). Takie rozwiązanie ma miejsce na przykład w aparatach wielokanałowych, w których możliwe jest znaczne zmniejszenie wzmocnienia w jednym wybranym kanale częstotliwości (najczęściej szerokość tego kanału może być również zdefiniowana) bez wpływu na zmianę wzmocnienia w pozostałych kanałach (ryc. 5).

Innym sposobem redukcji sygnału sprzężenia jest stosowanie *notch filter*, czyli wąskopasmowych filtrów w tym zakresie częstotliwości, w którym występuje sprzężenie zwrotne (ryc. 6). Wadą tego rozwiązania jest to, iż aby skutecznie zniwelować sygnał sprzężenia, najczęściej należy stosować dość szeroki filtr – przez co w szerokim zakresie zmniejsza się wzmocnienie aparatu. Stosując bardzo wąskie filtry, należy mieć pewność, że w zakresie częstotliwości, w którym włączony został filtr, występuje sygnał sprzężenia. W celu identyfikacji tego zakresu częstotliwości należy wywołać sprzężenie zwrotne (np. poprzez zbliżenie ręki do ucha) i wtedy przestrajać częstotliwość filtru oraz redukować wzmocnienie do poziomu, przy którym sprzężenia zaniknie.



Ryc. 5. Charakterystyka częstotliwościowa wielokanałowego aparatu słuchowego, w którym nastąpiła redukcja wzmocnienia w jednym kanale (w celu redukcji sprzężenia zwrotnego)



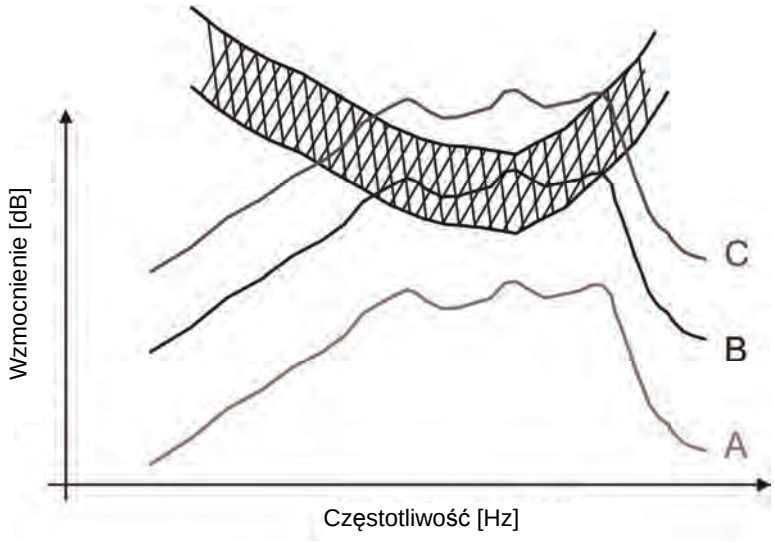
Ryc. 6. Charakterystyka częstotliwościowa aparatu słuchowego, w którym zastosowano *notch filter* o różnej szerokości (na podstawie danych technicznych aparatu GN ReSound 5000)

Obecnie najlepszym układem redukcji sprzężenia zwrotnego jest układ, który wykorzystuje sygnał w przeciwfazie. Układ ten monitoruje wyjście aparatu słuchowego pod kątem wystąpienia sprzężenia zwrotnego. W przypadku, gdy na wyjściu aparatu pojawia się sygnał akustyczny, który jest charakterystyczny dla sygnału sprzężenia zwrotnego, generowany jest sygnał o takiej samej amplitudzie i częstotliwości, ale z przeciwną fazą. Po zsumowaniu obu sygnałów następuje całkowite wygaszenie składowej, dla której występuje sprzężenie. Zastosowanie tego rozwiązania pozwala na dodatkowe kilka decybeli wzmocnienia.

Na rycinie 7 przedstawiono wynik testu antysprzężeniowego, który przeprowadza się podczas ustawiania parametrów aparatu słuchowego. Test ten polega na wyznaczeniu bezpiecznego – dopuszczalnego wzmocnienia aparatu słuchowego, to znaczy wzmocnienia, które nie będzie powodowało sprzężenia zwrotnego. Podczas takiego testu aparat słuchowy generuje dźwięki o różnych częstotliwościach oraz poziomach dźwięku. Jeśli dla danej częstotliwości i danego poziomu na wyjściu aparatu słuchowego pojawia się sprzężenie zwrotne, oznacza to, że jest to maksymalne dopuszczalne wzmocnienie aparatu, które nie powinno być przekroczone, jego przekroczenie spowoduje wystąpienie sprzężenia zwrotnego. Na rycinie 7 wzmocnienie to określone jest przez dolną krzywą zakreskowanego obszaru. Krzywa wzmocnienia A może być zatem ustawiona w aparacie słuchowym – dla żadnej częstotliwości sprzężenie zwrotne nie wystąpi i nie ma potrzeby stosowania układu antysprzężeniowego. Wielkość tego zakresu uzależniona jest od szczelności wkładki usznej: jeżeli wkładka uszna jest wykonana poprawnie (jest szczelna), zakres jest szerszy, to znaczy dopuszczalne wzmocnienie aparatu słuchowego jest większe. Jeżeli wkładka jest nieszczelna, zakres jest węższy i tym samym dopuszczalne wzmocnienie mniejsze. Zatem, test sprzężenia zwrotnego jest idealnym sprawdzianem szczelności wkładki usznej.

Zakreskowany na rycinie 7 obszar B to dodatkowy zakres wzmocnienia, który jest dostępny dla użytkownika aparatu słuchowego dzięki pracy układu antysprzężeniowego. Jeżeli wzmocnienie aparatu słuchowego będzie mieściło się w tym zakresie (krzywa wzmocnienia B), sprzężenie zwrotne nie wystąpi, gdyż aparat w chwili wykrycia sygnału sprzężenia natychmiast wygeneruje sygnał o takiej samej amplitudzie i częstotliwości, ale w przeciwnej fazie. Rozwiązanie to pozwala na stosowanie dodatkowego wzmocnienia w aparacie słuchowym, które wynosi około 10 dB.

Jeżeli wzmocnienie w aparacie słuchowym będzie większe od dodatkowego wzmocnienia (krzywa wzmocnienia C), to sprzężenie zwrotne wystąpi, pomimo że układ antysprzężeniowy będzie aktywny.



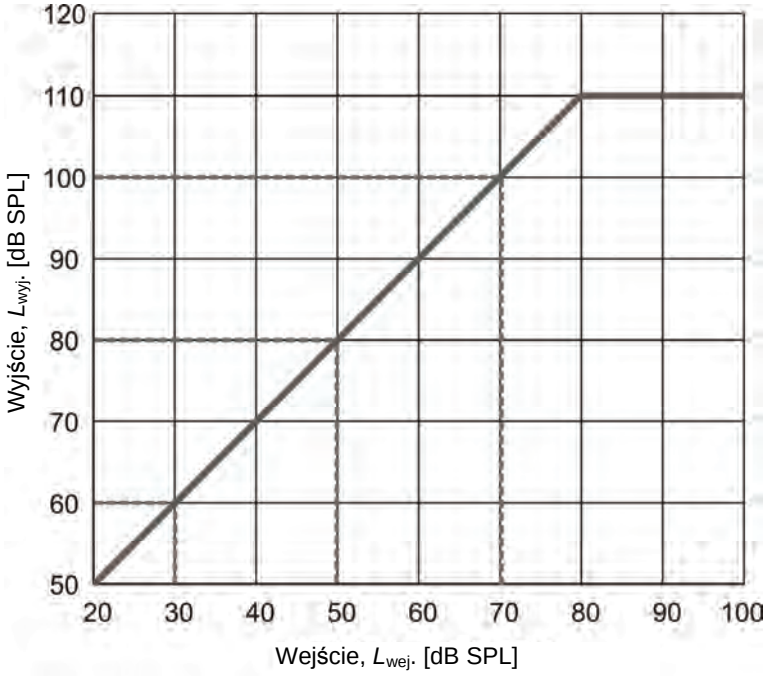
Ryc. 7. Wynik testu antysprzężeniowego

W ostatnich latach pojawiły się jeszcze inne systemy zabezpieczające aparaty słuchowe przed wystąpieniem sprzężenia zwrotnego. Sygnał akustyczny, wzmocniony (zmodyfikowany) przez aparat słuchowy, zostaje oznaczony – zamarkowany (*watermarking*) z wykorzystaniem modulacji fazy. Sygnał taki, jeśli trafi z powrotem na wejście aparatu słuchowego, nie jest ponownie wzmacniany.

2. UKŁADY KOMPRESJI

Układy kompresji, a dokładniej układy automatycznej regulacji wzmocnienie (*Automatic Gain Control*, AGC) to układy, które automatycznie zmniejszają wzmocnienie sygnału na wyjściu aparatu słuchowego przy rosnącej amplitudzie sygnału na jego wejściu. Rozróżnia się dwa podstawowe rodzaje układów kompresji: na wejściu (AGC_I) i na wyjściu aparatu słuchowego (AGC_O). Pierwszy z wymienionych układów (AGC_I) stosuje się w celu dopasowania dynamiki sygnałów akustycznych na wejściu aparatu słuchowego do dynamiki resztkowego pola słuchowego osoby niedosłyszącej. Układ AGC_O natomiast służy przede wszystkim do ograniczenia poziomu ciśnienia akustycznego sygnałów na wyjściu aparatu słuchowego. Innym układem wykorzystywanym do kontroli poziomu wyjściowego jest układ PC (*Peak Clipping*).

Zanim zdefiniujemy układy kompresji oraz parametry charakteryzujące te układy, wprowadźmy pojęcie charakterystyki dynamicznej aparatu słuchowego *in/out*. Charakterystyka *in/out* jest to zależność pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego na wyjściu i wejściu aparatu słuchowego. Przykładową charakterystykę dynamiczną aparatu słuchowego pokazano na rycinie 8.



Ryc. 8. Przykładowa charakterystyka dynamiczna aparatu słuchowego

Wzmocnienie aparatu określa się jako różnicę poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu oraz wejściu aparatu słuchowego:

$$G = L_{\text{wyj.}} - L_{\text{wej.}} \tag{1}$$

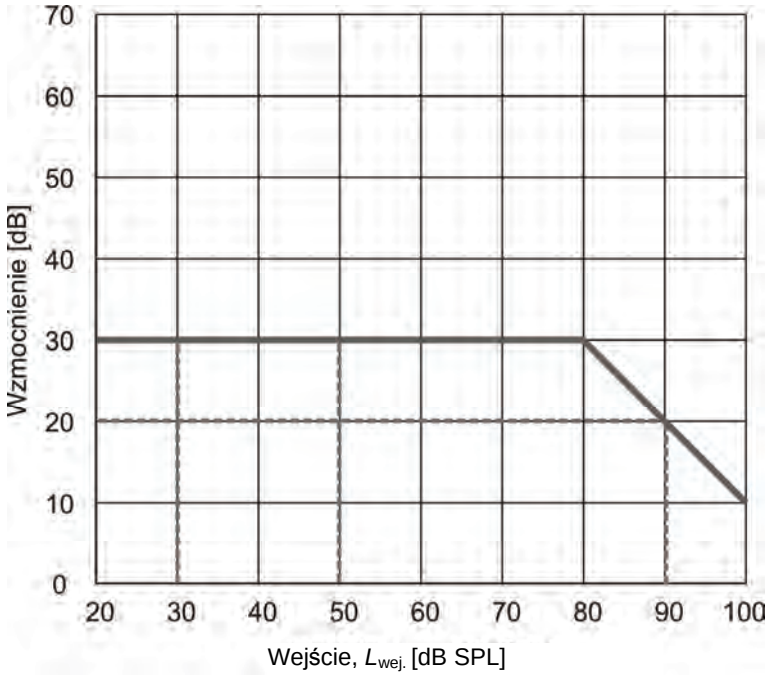
Ogólnie wzmocnienie jest funkcją częstotliwości *f*:

$$G(f) = L_{\text{wyj.}}(f) - L_{\text{wej.}}(f) \tag{2}$$

Jeśli wzmocnienie aparatu słuchowego jest stałe – niezależne od poziomu na wejściu aparatu słuchowego – wówczas jest to wzmocnienie liniowe.

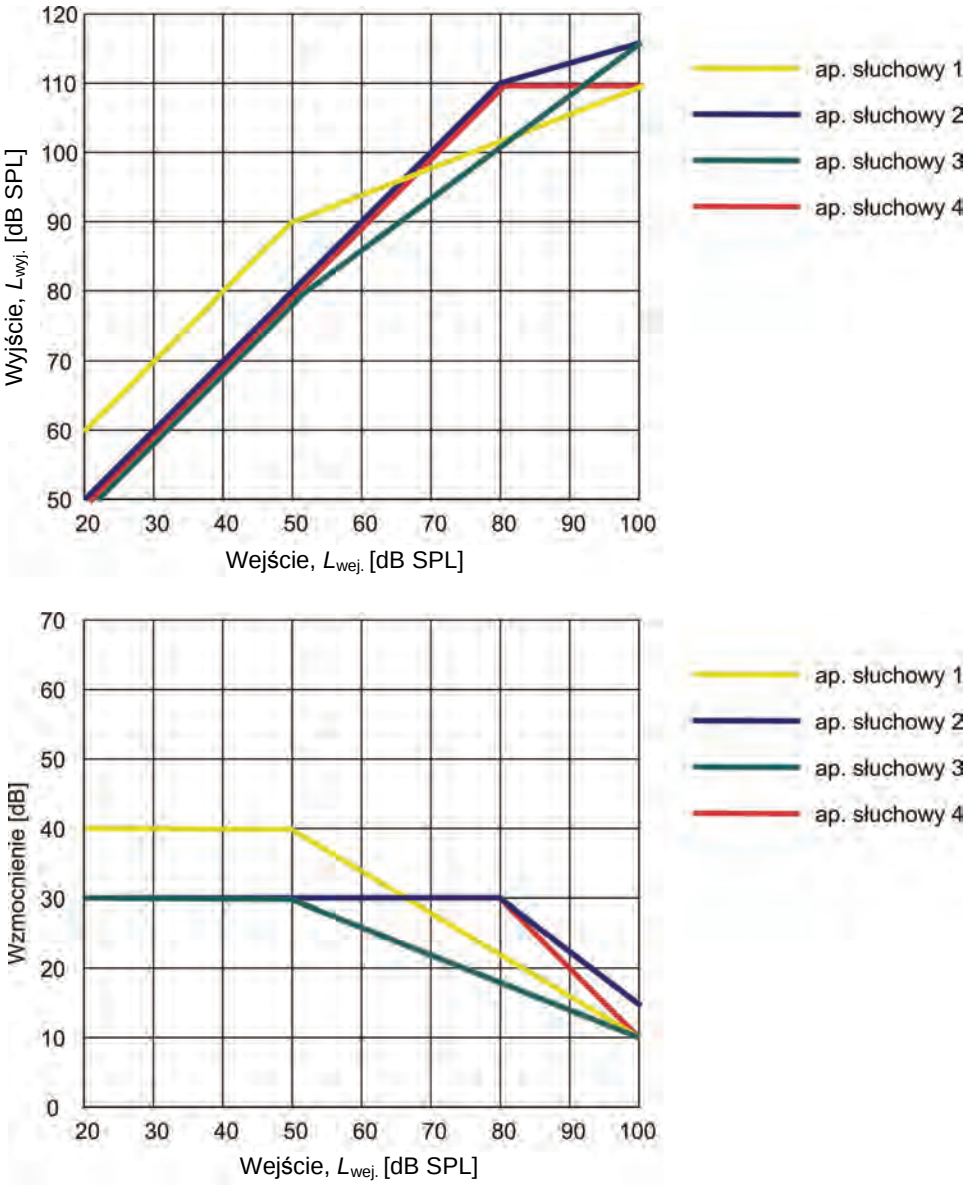
Jeśli wzmocnienie jest funkcją poziomu wejściowego, $G \rightarrow G(f, L_{wej.})$, to wtedy wzmocnienie jest wzmocnieniem nieliniowym.

Oprócz charakterystyki dynamicznej przedstawionej na rycina 8 warto również wprowadzić zależność wzmocnienia w funkcji poziomu ciśnienia akustycznego na wejściu aparatu słuchowego. Na rycinie 9 przedstawiono zależność $G\,(L_{wej.})$, która jest równoważna zależności dynamicznej *out/in* z ryciny 8. Wynika z niej, że do wartości 80 dB SPL na wejściu aparatu wzmocnienie jest stałe (liniowe), po czym wzmocnienie maleje – po załączeniu się układu ograniczania sygnału na wyjściu aparatu.



Ryc. 9. Zależność wzmocnienia od poziomu ciśnienia akustycznego na wejściu aparatu słuchowego (zależność równoważna zależności *in/out* z ryc. 8)

Na rycinie 10 przedstawiono kilka przykładowych charakterystyk dynamicznych oraz odpowiadających im zależności wzmocnienia od poziomu ciśnienia akustycznego na wejściu aparatu.



Ryc. 10. Charakterystyki *in/out* oraz $G(L_{wej.})$ dla kilku aparatów słuchowych

Jak stwierdzono powyżej, do ograniczania poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego stosuje się dwa rodzaje układów: PC (*Peak Clipping*) oraz układ kompresji na wyjściu aparatu słuchowego, AGC_O.

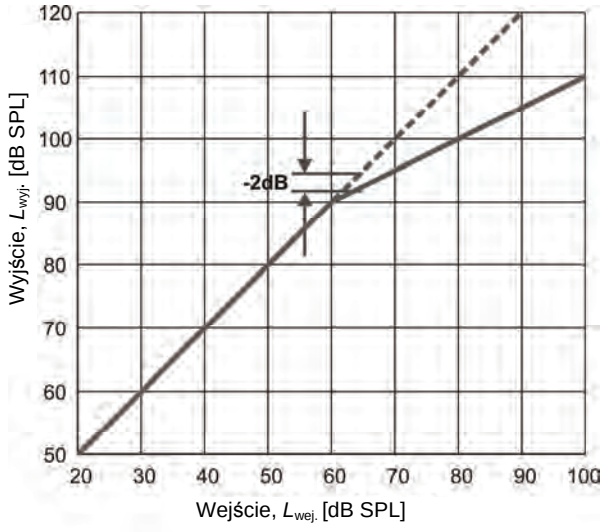
Układ PC

Układ PC działa w ten sposób, że po osiągnięciu pewnego poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparat słuchowy nie wzmacnia już sygnału akustycznego. Maksymalny poziom wyjściowy aparatu słuchowego jest to poziom, który może wygenerować aparat słuchowy dla dowolnego sygnału na wejściu oraz danego wzmocnienia aparatu słuchowego. Gdy poziom wejściowy i/lub wzmocnienie aparatu przekracza maksymalny poziom wyjściowy, aparat znajduje się w stanie nasycenia.

Układy kompresji charakteryzują parametry statyczne oraz dynamiczne. Do pierwszych zalicza się tak zwany próg zadziałania kompresji oraz współczynnik kompresji, natomiast do drugiej grupy czasy narastania oraz zaniku. Parametry statyczne opisują właściwości układów kompresji w odpowiedzi na sygnały stacjonarne (stały poziom ciśnienia akustycznego) na wejściu aparatu słuchowego (np. dźwięk wentylatora, odkurzacza), natomiast parametry dynamiczne określają właściwości układu w odpowiedzi na sygnały zmienne w czasie (np. dźwięk poruszającego się samochodu).

Próg zadziałania kompresji, CT (*Compression Threshold*)

Próg zadziałania kompresji definiuje się jako poziom ciśnienia akustycznego (na wejściu lub wyjściu aparatu słuchowego), dla którego występuje zmniejszenie wzmocnienia o 2 ± 0,5 dB w porównaniu do wzmocnienia liniowego (ryc. 11).



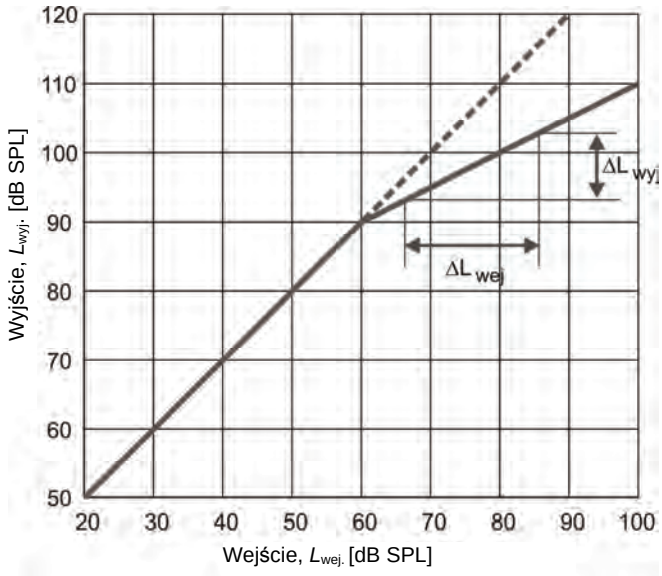
Ryc. 11. Próg zadziałania kompresji układu AGC (linia przerywana – wzmocnienie liniowe, linia ciągła wzmocnienie z kompresją)

Współczynnik kompresji, CR (*Compression Ratio*)

Współczynnik kompresji definiuje się jako iloraz różnicy dwóch poziomów na wejściu aparatu słuchowego ($\Delta L_{wej.}$) oraz odpowiadającej im różnicy poziomów na wyjściu aparatu ($\Delta L_{wyj.}$) – rycina 12.

$$\mathrm{CR} = \frac{\Delta L_{\mathrm{wej.}}}{\Delta L_{\mathrm{wyj.}}} \tag{3}$$

Na przykład, jeśli różnica poziomów sygnału na wejściu aparatu wynosi $\Delta L_{wej.}$ = 30 dB (zakres dynamiki sygnału mowy), a odpowiadająca mu różnica poziomów na wyjściu aparatu $\Delta L_{wyj.}$ = 10 dB, to wartość współczynnika kompresji (CR) jest równa 3.



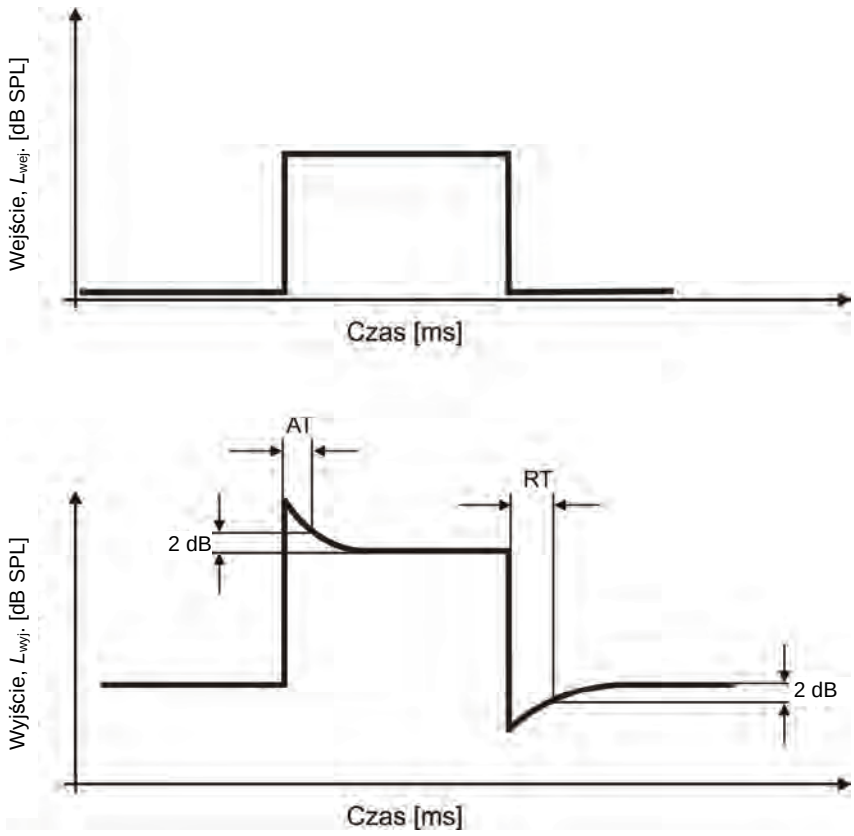
Ryc. 12. Współczynnik kompresji układu AGC

Czas narastania, AT

Czas AT jest to przedział czasu pomiędzy chwilą, w której poziom ciśnienia akustycznego na wejściu aparatu słuchowego wzrósł skokowo o określoną wartość (w dB) a chwilą, w której stabilizujący się na wyjściu aparatu poziom ciśnienia akustycznego z układem AGC osiąga wartość większą, która różni się od stanu ustalonego co najwyżej o ±2 dB (ryc. 13).

Czas powrotu, RT

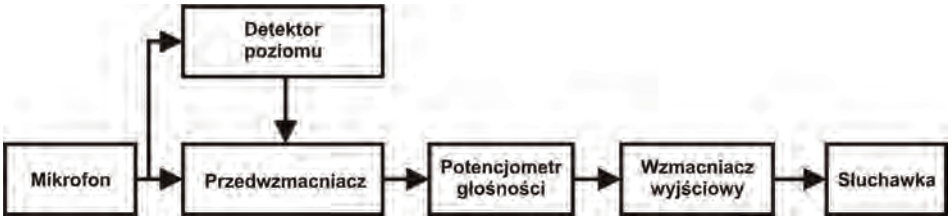
Czas RT jest to przedział czasu pomiędzy chwilą, w której poziom ciśnienia akustycznego na wejściu aparatu słuchowego został skokowo obniżony o określoną wartość (w dB) a chwilą, w której poziom ciśnienia akustycznego stabilizującego się na wyjściu aparatu słuchowego osiąga wartość mniejszą, różniącą się od stanu ustalonego co najwyżej o ±2 dB (ryc. 13).



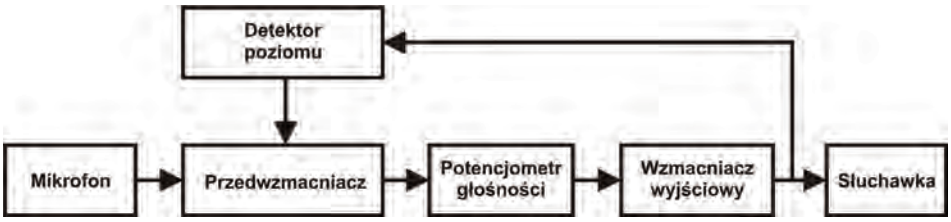
Ryc. 13. Czas narastania i zaniku układu AGC

Wspomniano, że rozróżnia się dwa podstawowe rodzaje układów kompresji: układy kompresji na wyjściu (AGC_O) oraz na wejściu (AGC_I). Na rycinie 14 przedstawiono schemat blokowy układu AGC_I, natomiast na rycinie 15 schemat blokowy układu AGC_O. W przypadku układu kompresji na wejściu praca układu zależy od wielkości poziomu ciśnienia akustycznego na wejściu aparatu słuchowego. Jeśli poziom na wejściu aparatu słuchowego przekracza punkt CT, wówczas układ się włącza i wzmocnienie zostaje zmniej-

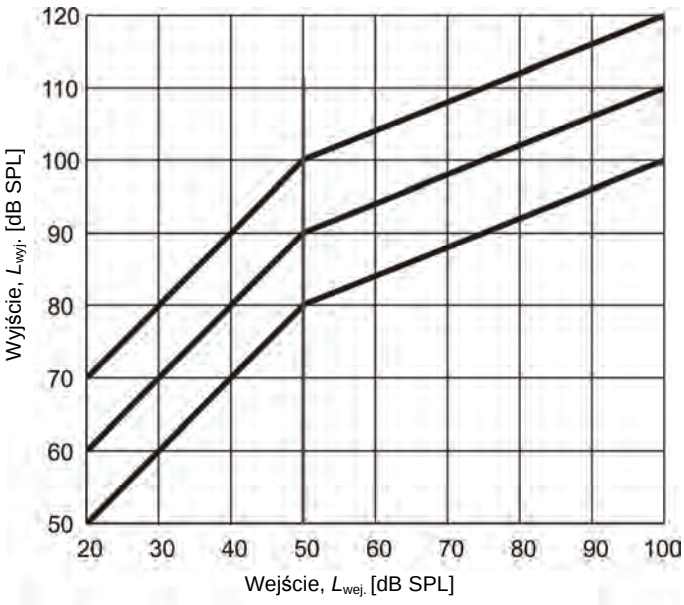
szone na przedwzmacniaczu. W przypadku kompresji na wyjściu aparatu słuchowego detektor poziomu znajduje się za potencjometrem głośności – detektor poziomu reaguje wtedy, gdy poziom na wyjściu przekracza poziom CT.



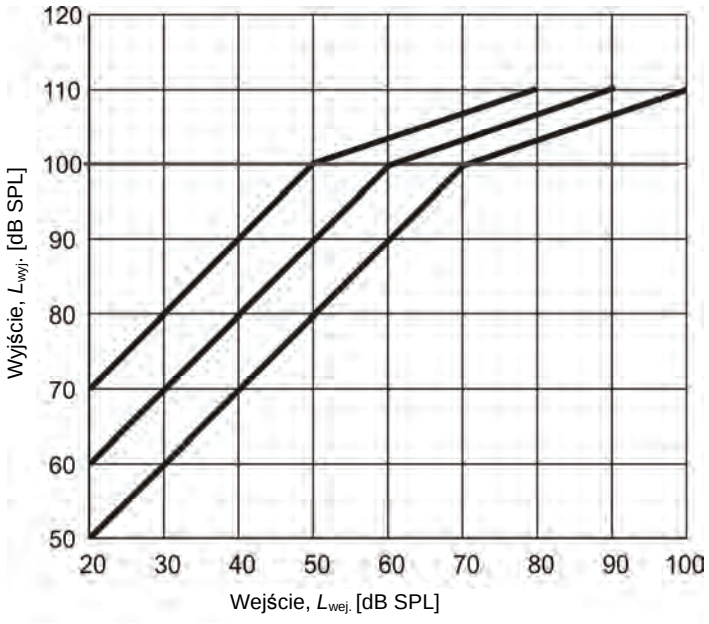
Ryc. 14. Schemat blokowy układu kompresji AGC_I



Ryc. 15. Schemat blokowy układu kompresji AGC_O



Ryc. 16. Charakterystyka dynamiczna dla układu kompresji AGC_I



Ryc. 17. Charakterystyka dynamiczna dla układu kompresji AGC_O

Na rycinach 16 i 17 przedstawiono przykładowe charakterystyki dynamiczne dla obu układów kompresji – AGC_I (ryc. 16) oraz AGC_O (ryc. 17). W pierwszym przypadku (AGC_I) kompresja – dla różnych wzmocnień aparatu słuchowego – załącza się przy tym samym poziomie na wejściu aparatu słuchowego. W przypadku AGC_O układ kompresji załącza się przy tym samym poziomie na wyjściu aparatu (dla różnych wzmocnień).

3. REDUKCJA ZAKŁÓCEŃ IMPULSOWYCH

Dźwięki impulsowe są istotnym składnikiem wszystkich dźwięków dochodzących do uszu człowieka. Charakteryzują się urozmaiconym składem widmowym, gwałtownymi zmianami głośności, urozmaiconym przebiegiem obwiedni sygnału. Zakłócenia impulsowe stanowią około $^1/_3$ wszystkich sygnałów impulsowych. Podczas gdy niektóre dźwięki impulsowe są miłe dla ucha, inne oceniane są jako bardzo uciążliwe. Ich klasyfikowanie w ocenie subiektywnej jest bardzo indywidualne. W ogólności pogarszają zdolność rozumienia mowy. Oceniane są jako nieprzyjemne, uciążliwe, szczególnie dla osób niedosłyszących; uciążliwość ta jest niejednokrotnie większa niż w przypadku hałasu ciągłego. Zapewnienie użytkownikom

aparatów słuchowych eliminacji zakłóceń impulsowych jest bardzo istotne podczas projektowania aparatów słuchowych.

Jednym z pierwszych algorytmów, który efektywnie redukuje zakłócenia impulsowe, bez wpływu na rozumienie mowy, jest **Sound Smoothing** firmy Siemens, pracujący na bazie filtru Wienera.

4. DATALOGGING, DATALEARNING

Funkcja **DataLogging** (zapamiętywanie danych) zachowuje dane o preferencjach użytkownika aparatu słuchowego podczas codziennego jego użytkowania, między innymi o: rodzaju środowiska akustycznego, w którym przebywał (mowa w ciszy, mowa w hałasie, środowisko hałaśliwe, muzyka), czasie przebywania w tym środowisku, okresie noszenia aparatu, preferencjach korzystania z różnych programów, ustawieniu potencjometru wzmocnienia w różnych programach i konkretnych sytuacjach. Wszystkie te informacje o korzystaniu z aparatu zapamiętane podczas normalnego jego użytkowania mogą być wykorzystane przez protetyka słuchu przy kolejnej korekcie dopasowania aparatu jako uzupełnienie danych otrzymanych podczas szczegółowego wywiadu. Jest to przede wszystkim ważne w przypadku aparatu, który sam nie umie opisać swoich wrażeń percepcyjnych. Dane te pozwalają protetykowi słuchu na korektę ustawień aparatu szczególnie w zakresie doboru poszczególnych programów słyszenia, jak i określenia optymalnego wzmocnienia aparatu w czasie kolejnych wizyt pacjenta w punkcie protetycznym. Automatyczna klasyfikacja otoczenia pozwala na aktywację programu przystosowanego do danej sytuacji.

Celem tej rejestracji jest więc ukierunkowane wykorzystanie otrzymanych danych w zakresie optymalizacji procedury dopasowania aparatu słuchowego (przez protetyka), automatycznie przez aparat słuchowy (funkcja **Data-Learning**), jak i dodatkowego szkolenia użytkownika aparatów.

Funkcje DataLogging i DataLearning są obecnie realizowane w wielu typach aparatów słuchowych przez różnych producentów, zresztą pod różnymi nazwami (Hojan, 2009).

W pierwszej fazie użytkownicy aparatu słuchowego korzystają przede wszystkim z programu bazowego w czasie powyżej 8 godz. dziennie i to w warunkach definiowanych jako „mowa w warunkach ciszy". Po 2–3 tygodniach czas użytkowania wzrasta do powyżej 10 godz. Średnia wielkość korekcji wzmocnienia aparatu słuchowego dokonywana przez pacjenta w każdym programie wskazuje, że w pierwszej fazie jego użytkowania prawie zawsze polegała ona na zmniejszeniu wzmocnienia, przy czym zależność ta od całkowitego czasu użytkowania nie jest jednoznaczna. Regulacja wzmocnienia aparatu dla jego użytkownika jest na ogół najbardziej

uciążliwą i kłopotliwą czynnością. Technologia **DataLearning** to automatyczne wprowadzanie wielkości korekty wzmocnienia do aparatu, bez udziału użytkownika aparatu, jak i protetyka słuchu – uczący się potencjometr głośności (*Loudness Volume Control*). Kolejny tego typu system to **SoundLearning**, w którym następuje nie tylko dobór ustawień VC, ale i wielkości kompresji w poszczególnych kanałach transmisji aparatu.

Na podstawie zmian wprowadzanych przez użytkownika w codziennych sytuacjach aparat uczy się doboru wielkości wzmocnienia i kompresji w konkretnych sytuacjach akustycznych, aż do uzyskania ustawień optymalnych dla danej osoby. Po 1–2 tygodniach uczenia się użytkownik praktycznie nie używa już potencjometru – praktycznie jest już zbędny. W ten sposób ogranicza się również znacznie liczbę wizyt kontrolnych.

5. TECHNOLOGIA BINAURALNA

Wyjaśnienie psychoakustycznego zjawiska lokalizacji źródła dźwięku i uwarunkowań dobrej zrozumiałości mowy (patrz *Percepcja monauralna i binauralna*) uzmysłowiły istotę percepcji binauralnej jako podstawowej dla prawidłowego słyszenia przestrzennego i dobrej jej zrozumiałości w warunkach zakłóceń akustycznych.

Zapewnienie percepcji binauralnej osobie z niedosłuchem obustronnym wymaga wykorzystania w procesie protezowania systemu binauralnego. System binauralny to układ dwóch aparatów słuchowych, które za pomocą bezprzewodowej technologii komunikują się z sobą szerokopasmowo i z bardzo dużą prędkością. Dzięki temu system analizuje dochodzące sygnały tak, jakby analizował je jeden centralny procesor. Rozwiązanie to, zainspirowane działaniem ludzkiego mózgu, sprowadza się do jak najbardziej naturalnego odwzorowania świata dźwięków osobie niedosłyszącej.

Z porównania tego systemu z układem dwóch aparatów słuchowych, ale bez komunikacji bezprzewodowej między sobą, wynika, że w każdym przypadku system binauralny z komunikującymi się aparatami miał przewagę nad standardowym dopasowaniem obustronnym w postaci:

– wyższych wartości SNR,

– wyższych wartości „demaskowania przestrzennego".

Subiektywny Test SSQ potwierdza również przewagę tego systemu i to w każdej z trzech dziedzin:

1) percepcja mowa,

2) spostrzeganie przestrzenne dźwięku,

3) jakość dźwięku.

Dzięki bezprzewodowej technologii aparaty mają możliwość połączenia się z telefonem komórkowym, odtwarzaczem Mp3 lub innym urządzeniem

audio. Zalety technologii synchronizacji binauralnej, często znakowanej „e2e", to przede wszystkim sprzężenie indukcyjne (odległość 2–30 cm), kodowanie cyfrowe sygnału, mały pobór prądu.

Synchronizacja binauralna pozwala na dobór głośności lub dobór programów; oba aparaty wymieniają informacje o spostrzeganych sytuacjach akustycznych i podejmują wspólną decyzję o wyborze, przy czym sygnał mowy ma zawsze priorytet. W rezultacie następuje polepszenie oceny kierunkowości, likwidacja w rzeczywistości nieistniejących różnic czasowych i natężeniowych sygnałów dochodzących do lewego i prawego ucha (poprawa zrozumiałości mowy w obecności zakłóceń o 5%).

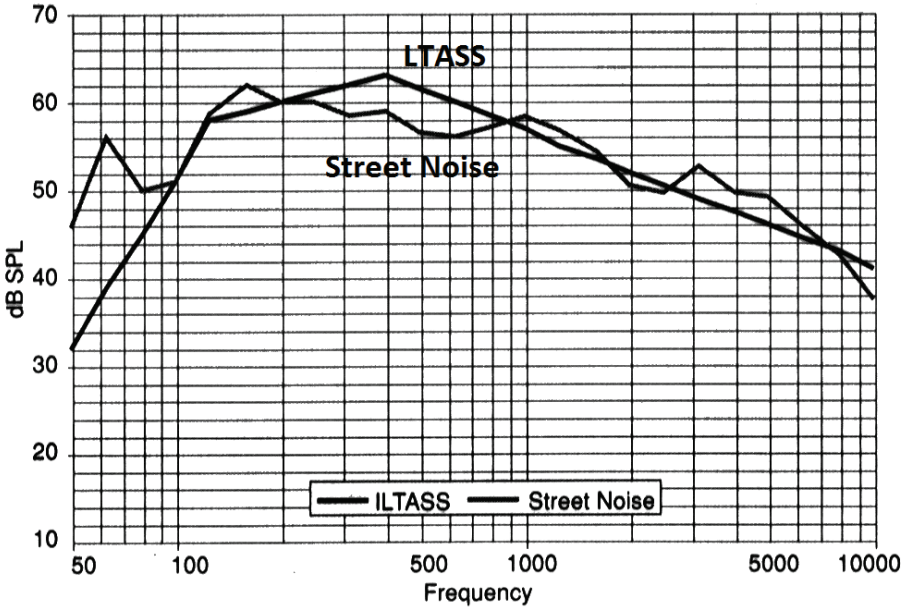
Synchronizacja binauralna prowadzi też do: optymalizacji systemu DataLearning (dobór ustawień VC aparatów – polepszenie o min. 6 dB), optymalizacji systemu SoundLearning, dobór ustawień VC oraz wielkości kompresji w aparatach. Możliwa staje się stereofoniczna transmisja sygnałów (Bluetooth – opóźnienia sygnału zredukowane z 200 do 50 ms) do aparatów (poprzez zewnętrzne urządzenie połączone z różnego rodzaju systemami audio – telefon, TV, radio, Mp3), jak i zdalne sterowanie innymi wybranymi funkcjami aparatów słuchowych.

6. TECHNIKI WIELOMIKROFONOWE

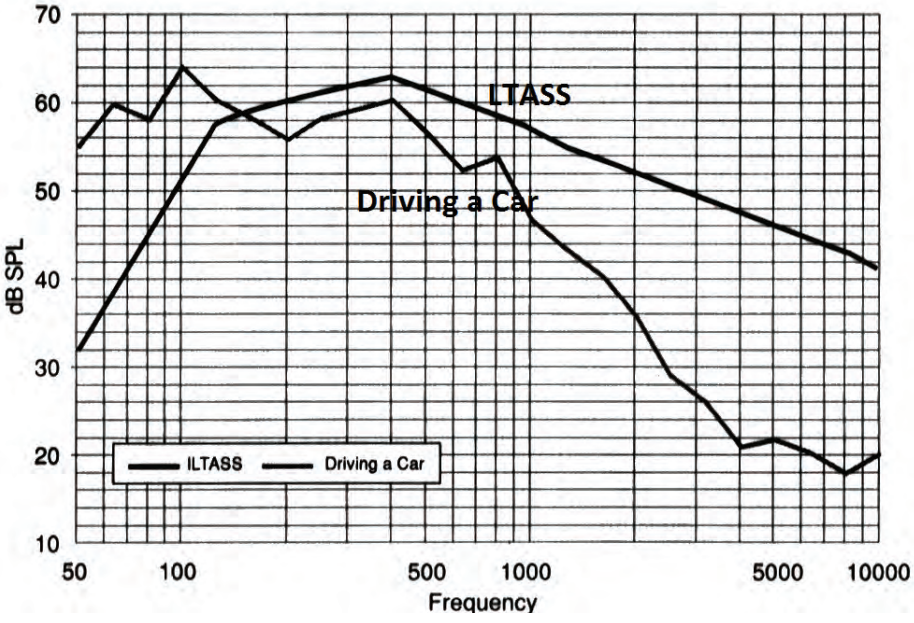
Jednym z podstawowych problemów związanych z użytkowaniem aparatów słuchowych, obok efektu okluzji, sprzężenia zwrotnego, są problemy ze słyszeniem i rozumieniem w środowiskach hałaśliwych. Problem jest bardzo istotny – szczególnie dla osób z odbiorczym ubytkiem słuchu. Osoby ze słuchem normalnym potrafią słyszeć i zrozumieć mowę nawet w bardzo trudnych sytuacjach akustycznych, gdy hałas jest na podobnym poziomie lub wyższym od sygnału mowy. Osoby niedosłyszące natomiast mają problem ze zrozumieniem mowy, także w sytuacjach potencjalnie łatwych, na przykład gdy poziom hałasu jest nawet niższy niż poziom sygnału mowy.

Osoba prawidłowo słysząca wykazuje wyrazistość sylabową rzędu ≥ 50% przy SNR ≥ –5 dB, natomiast osoba niedosłysząca wyrazistość sylabową rzędu ≥ 50% osiąga przy SNR od +3 do +27 dB (w zależności od głębokości ubytku).

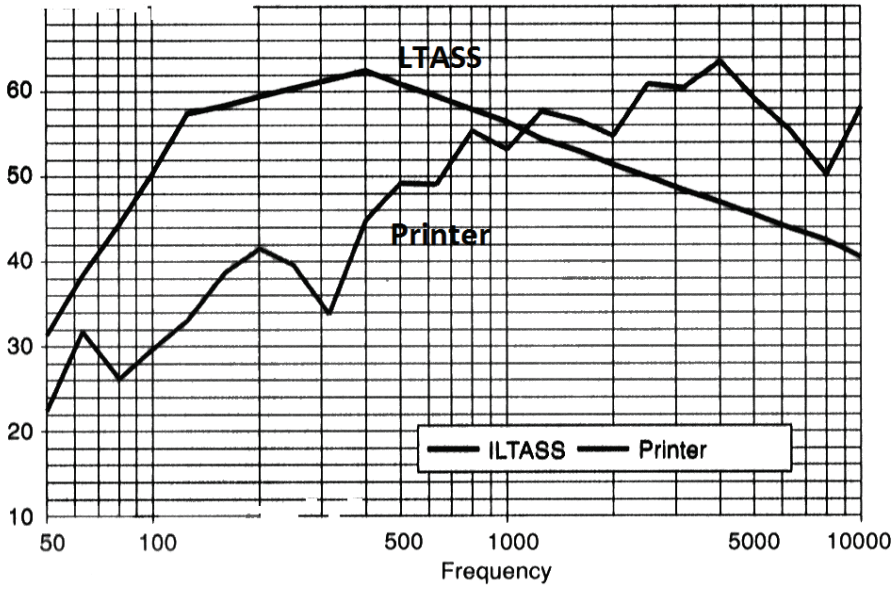
Wzajemne relacje pomiędzy sygnałem mowy i hałasem nie sprowadzają się tylko do relacji pomiędzy całkowitymi wartościami poziomów. Niemniej ważne są wzajemne relacje widmowe pomiędzy tymi sygnałami. Najprostsza sytuacja występuje wtedy, gdy maksimum widm sygnału mowy oraz hałasu występuje dla różnych częstotliwości. Na kolejnych rycinach przedstawiono przykładowe widma kilku rodzajów hałasu oraz uśrednionego widma sygnału mowy LTASS (*Long Term Average Speech Spectra*).



Ryc. 18. Widmo hałasu ulicznego oraz uśrednionego sygnału mowy (źródło: user manual PFG Phonak)



Ryc. 19. Widmo hałasu samochodowego (w samochodzie) oraz uśrednionego sygnału mowy (źródło: user manual PFG Phonak)



Ryc. 20. Widmo hałasu drukarki igłowej oraz uśrednionego sygnału mowy (źródło: user manual PFG Phonak)

Z analizy rycin 18–20 jednoznacznie wynika, że wielkość SNR zmienia się dla kolejnych pasm częstotliwości. W przypadku hałasu ulicznego dla niskich częstotliwości otrzymujemy ujemny SNR, natomiast dla średnich częstotliwości wartości dodatnie. Z punktu widzenia polepszenia zrozumiałości mowy należy zadbać o to, aby otrzymać dodatnią wartość SNR dla możliwie szerokiego zakresu częstotliwości.

W celu polepszenia – zwiększenia wielkości SNR stosuje się następujące metody:

1) odpowiednie filtrowanie sygnału akustycznego – z reguły tłumienie niskich częstotliwości,

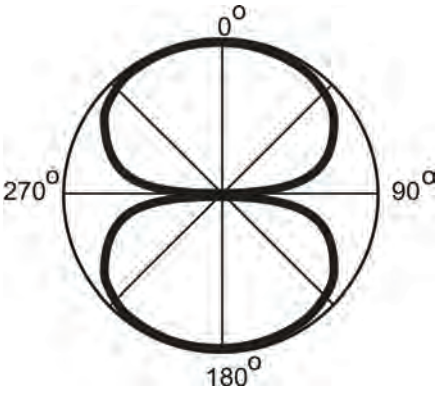
2) odpowiednią redukcję wzmocnienia w określonych pasmach (kanałach) częstotliwości,

3) cyfrowe układy przetwarzania sygnałów akustycznych (DSP),

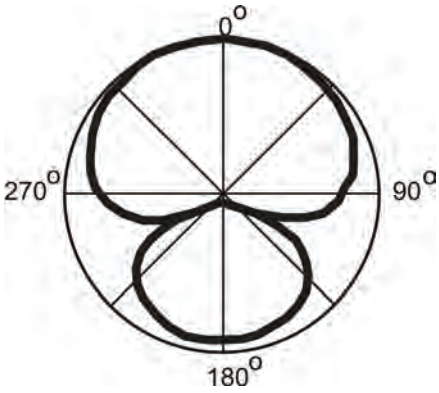
4) systemy wielomikrofonowe.

W ramach niniejszego rozdziału przedstawione zostaną wybrane informacje o systemach wielomikrofonowych. Jest to jedna z najskuteczniejszych metod poprawienia wielkości SNR, jednakże należy podkreślić, że stosuje się zarówno pojedyncze mikrofony kierunkowe, a także systemy wielomikrofonowe (z reguły dwa mikrofony). Powoduje to, że sygnał poddawany analizie w aparacie słuchowym w dużej części jest pozbawiony sygnałów

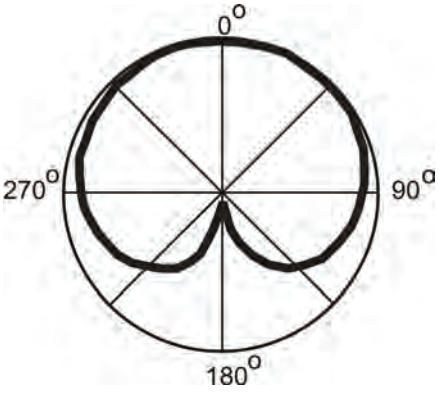
zakłócających – zakładając, że wszystkie dźwięki użyteczne (sygnał mowy) dochodzą do aparatu słuchowego z przodu. Charakterystyką kierunkową pierwszych (konwencjonalnych) mikrofonów kierunkowych była kardioida (maksymalne tłumienie sygnału dochodzącego z tyłu – pod kątem 180°). Charakterystyka ta zapewniała polepszenie wielkości SNR maksymalnie o 3–4 dB w otoczeniu bezpogłosowym (brak odbić od ścian). Wzrost wielkości SNR o 3–4 dB może wydawać się niewielki, ale w kontekście wzrostu zrozumiałości mowy (poprawa SNR o 1 dB oznacza polepszenie zrozumiałości mowy o ok. 8–10% dla małych i średnich niedosłuchów) wzrost ten zapewnia znaczną poprawę zrozumiałości mowy.



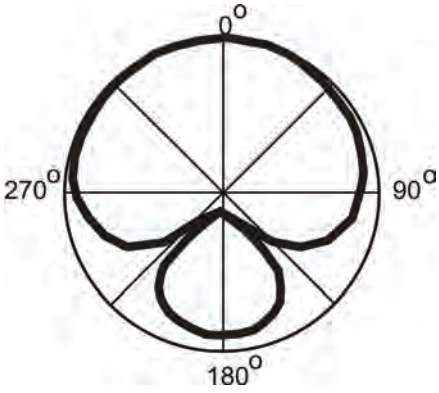
Ryc. 21. Charakterystyka kierunkowa aparatu słuchowego – dwukierunkowa



Ryc. 22. Charakterystyka kierunkowa aparatu słuchowego – hiperkardioidalna

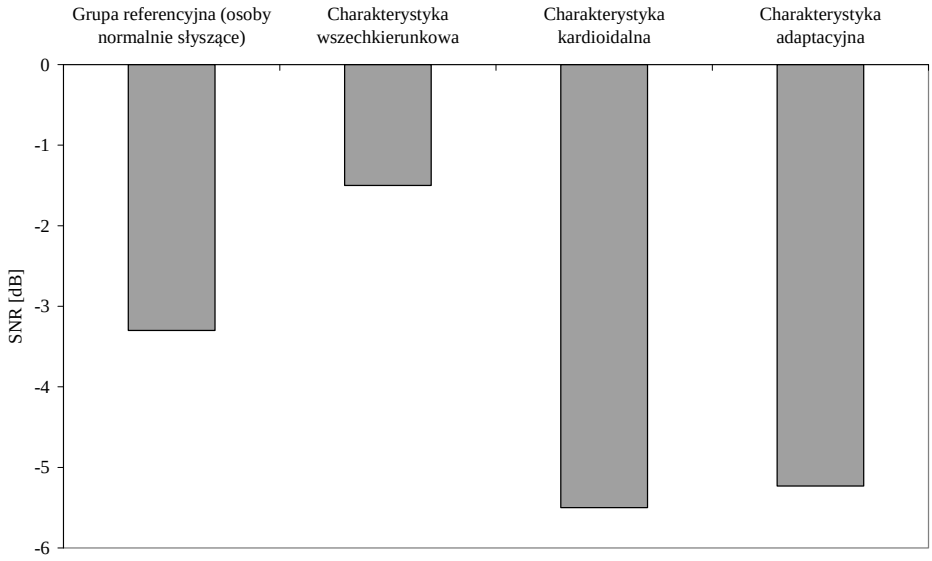


Ryc. 23. Charakterystyka kierunkowa aparatu słuchowego – kardioidalna



Ryc. 24. Charakterystyka kierunkowa aparatu słuchowego – superkardioidalna

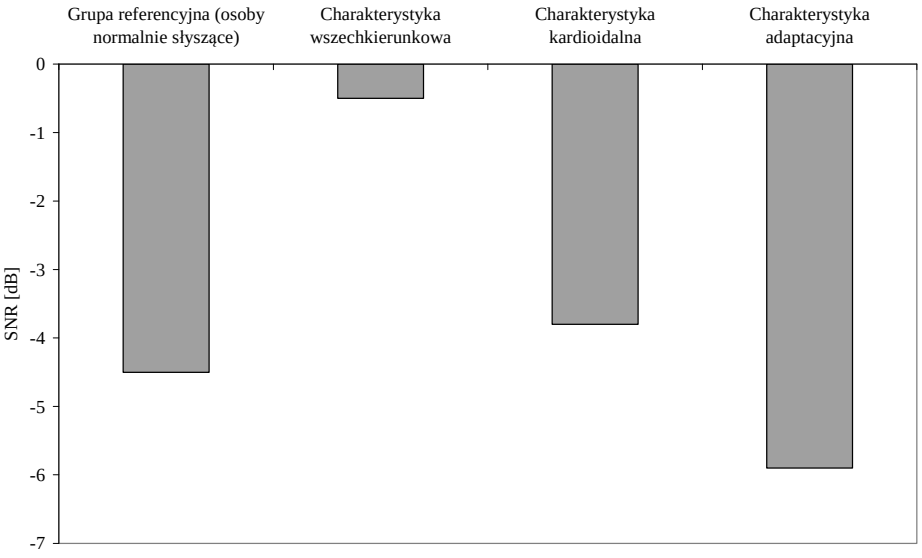
W kolejnych latach pojawiły się nowsze rozwiązania polegające na zastosowaniu dwóch lub nawet większej liczby mikrofonów. Układy te pozwalały również na wybór określonej charakterystyki kierunkowej, na przykład na charakterystykę superkardioidalną, kardioidalną, dwukierunkową i wszechkierunkową. Na rycinach 21–24 zaprezentowano wybrane charakterystyki kierunkowe obecnie stosowane w aparatach słuchowych.



Ryc. 25. Średnia wartość SNR dla 50% zrozumiałości mowy (hałas dociera z tyłu ±90°)

Wybór określonej charakterystyki powinien być zdeterminowany przez środowisko akustyczne, w którym znajdować się będzie użytkownik aparatu słuchowego. Użytkownik dokonując świadomego wyboru, musi, dla określonego środowiska akustycznego, określić kierunek źródła hałasu (sygnału, który utrudnia zrozumienie mowy). W wielu sytuacjach rzeczywistych jest to bardzo trudne czy wręcz niemożliwe. W związku z tym w najnowocześniejszych aparatach słuchowych stosuje się tak zwaną adaptacyjną charakterystykę kierunkową. Charakterystyka kierunkowa jest automatycznie dopasowywana do sytuacji akustycznej w taki sposób, aby obszar o najmniejszej czułości był skierowany w stronę dominującego źródła hałasu z tyłu (kąt od +90 do –90° za użytkownikiem). Systemy te pozwalają na polepszenie skuteczności tłumienia hałasu niezależnie od kierunku, z którego on dochodzi. Z przeprowadzonych badań klinicznych wiemy, że układ adaptacyjnej kierunkowości okazuje się najlepszym układem kierunkowym

w trudnych warunkach akustycznych (hałas docierający z boku pacjenta – pod kątem ±90°) – rycina 25 i 26. W warunkach łatwiejszych, gdy hałas dociera z tyłu słuchacza (pod kątem 180°), układ adaptacyjny pozwala na osiągnięcie podobnych wyników jak inne układy kierunkowe.



Ryc. 26. Średnia wartość SNR dla 50% zrozumiałości mowy (hałas dociera z tyłu ±180°)

7. ROZSZERZENIE PASMA TRANSMISJI

Przyczyny zaburzeń percepcji wysokich dźwięków wiążą się przede wszystkim z: *presbyacusis*, urazami akustycznymi, zaburzeniami w obrębie nerwu słuchowego oraz stosowaniem leków ototoksycznych.

Jeszcze do niedawna większość aparatów słuchowych minimalnie wzmacniała częstotliwości powyżej 4 kHz. W rezultacie dla użytkowników tego typu aparatów takie fonemy, jak „s", „sz", „ch", „z", „f", „d" nie były słyszalne. Ograniczając pasmo mowy od strony wysokich częstotliwości, traci się informacje o cechach indywidualnych głosu mówcy.

Obecnie na rynku są już aparaty słuchowe, których górna granica częstotliwości transmisji sygnału znajduje się powyżej 4 kHz; poszerzone zostało również pasmo transmisji częstotliwości niskich. Rozszerzenie pasma transmisji z 4,5 do 8–12 kHz wpływa przede wszystkim na jakość słyszenia, a poszerzenie pasma transmisji w zakresie niskich częstotliwości, poniżej

200 Hz, na poprawę zrozumiałości mowy (główne składowe widmowe mowy polskiej to 80–800 Hz).

Ograniczenia pasma transmisji przypisuje się głównie słuchawce aparatu słuchowego, wkładce usznej, dźwiękowodom oraz ograniczonej mocy wyjściowej aparatu w paśmie wysokich częstotliwości, wynikającej przede wszystkim z konieczności zarządzania efektem sprzężenia akustycznego.

Nowe technologie zarządzania tym efektem (układy w przeciwfazie, technologia AFT i AFT_2) pozwoliły w dużym stopniu pokonać te ograniczenia. Równolegle wprowadzane udoskonalenia konstrukcyjne słuchawek, na przykład słuchawki dwudrożne (zintegrowane dwie membrany głośnikowe rozdzielające transmisje tonów wysoko- i niskoczęstotliwościowych), pozwoliły na rozszerzenia pasma transmisji do 10–12 kHz.

Istotna rolę w tym zagadnieniu odrywają także specjalnie przygotowane testy sprawdzające słyszalność transmitowanych przez aparat słuchowy fonemów (Schmidt i in., 2013; Winkler i in., 2013).

Wszystkie te zmiany umożliwiły niekonwencjonalne przetwarzanie sygnału akustycznego leżącego poza zakresem słyszenia osoby ze słuchem patologicznym – nieliniowa kompresja częstotliwości, transpozycja liniowa.

8. SYSTEMY ROZPOZNAWANIA MOWY

Przetwarzanie cyfrowe sygnału umożliwiło znaczący postęp w dziedzinie oddzielenia go od szumu zakłócającego. W przypadku sygnału mowy dokonuje się tego poprzez detekcję modulacji i detekcję synchroniczności tego sygnału (Hojan, 2009).

8.1. Detekcja modulacji

W celu sklasyfikowania dźwięków dochodzących do mikrofonu aparatów słuchowych jako sygnał mowy lub hałas (zakłócenie) wykorzystuje się przede wszystkim układ detektora modulacji. Monitorowaniu podlega wielkość amplitudy i częstotliwości modulacji sygnału wejściowego. Sygnał mowy w ciszy jest silnie modulowany (amplituda modulacji powyżej 15 dB) przy częstotliwości modulacji sięgającej od 3 do 10 Hz; większość zakłóceń (hałas) jest modulowanych znacznie słabiej i w wyższym paśmie częstotliwości (> 30 Hz). W aparatach słuchowych sygnał wejściowy jest zwykle dzielony na kilka pasm częstotliwościowych i w każdym z nich sprawdzane są parametry modulacji sygnału. Jeśli amplituda i częstotliwość modulacji są

podobne do charakterystycznych dla sygnału mowy, to w danym paśmie częstotliwości sygnał przetwarzany jest bez redukcji wzmocnienia. Jeśli ten warunek nie jest spełniony, przyjmuje się, że w danym paśmie dominuje hałas i wzmocnienie ulega w nim zmniejszeniu.

Przy nieznacznych wartościach SNR, a więc w złych warunkach akustycznych, skuteczność układów detekcji modulacji w procesie klasyfikowania sygnału – jako mowa lub szum – jest silnie ograniczona. Tego rodzaju detektor nie jest w stanie odróżnić sygnału mowy zakłóconego szumem od czystego szumu. Sygnał mowy charakteryzuje się głęboką modulacją 15–20 dB wynikającą z różnicy poziomu najbardziej intensywnych fonemów i najcichszych segmentów mowy. Jeśli jednak wprowadzimy szum o 5–10 dB mniejszy od sygnału mowy (SNR = 5–10 dB), to głębokość modulacji zsumowanych sygnałów będzie mniejsza. Chociaż znaczna liczba sygnału mowy jest powyżej poziomu szumu i może być skutecznie wykorzystana przez słuchacza, to układ detekcji głębokości i częstotliwości modulacji zidentyfikuje wiele segmentów sygnału jako szum i wprowadzi ograniczenie wzmocnienia. W konsekwencji możliwości rozumienia mowy zostaną zawężone.

Użycie detektora modulacji sygnału do redukcji głośności szumu otoczenia jest popularną i sprawdzoną strategią, jednak specjaliści powinni rozumieć jej możliwości, działanie i ograniczenia.

8.2. Detekcja synchroniczności

Innym rozwiązaniem stosowanym w klasyfikacji sygnałów jest detekcja synchroniczności. Oparta jest na fakcie, że jej przebieg w czasie w różnych pasmach częstotliwości jest precyzyjnie skojarzony z okresowym charakterem drgań fałdów głosowych (częstotliwość podstawowa). Przy każdym ich odwiedzeniu i przywiedzeniu (100–250 razy na sek., w zależności od wysokości głosu mówcy) generowana jest fala akustyczna o szerokim zakresie częstotliwości.

Funkcjonowanie detektora synchroniczności jest mniej podatne na zakłócenia powodowane przez szum.

Systemy działające na zasadzie detekcji modulacji są nastawione na wykrywanie hałasu, podczas gdy detekcja synchroniczności pozwala rozpoznać mowę. Przy zakłóceniach o stosunkowo ograniczonym zakresie częstotliwości użycie detekcji modulacji oraz redukcja wzmocnienia tylko nieznacznie wpływają na sygnał mowy, ograniczając jednocześnie głośność odbieranego hałasu. Wydaje się, że takie działanie jest rozsądne. Jeśli jednak pasmo zakłóceń jest szerokie, a tak jest w większości codziennych sytuacji, to ograni-

czenie wzmocnienia może uniemożliwić odbiór mowy nawet przy stosunkowo korzystnym stosunku SNR. Tymczasem detektor synchroniczności nie powoduje zmian wzmocnienia aparatu dopóki sygnał mowy nie zaniknie prawie całkowicie.

9. KOMPRESJA CZĘSTOTLIWOŚCIOWA

W ostatnich latach obok klasycznego pojęcia kompresji (na wejściu lub wyjściu aparatu słuchowego) pojawiło się pojęcie tak zwanej kompresji częstotliwościowej. Tym mianem określa się wiele takich pojęć, jak *frequency lowering*, *frequency shifting*, *frequency transposition*.

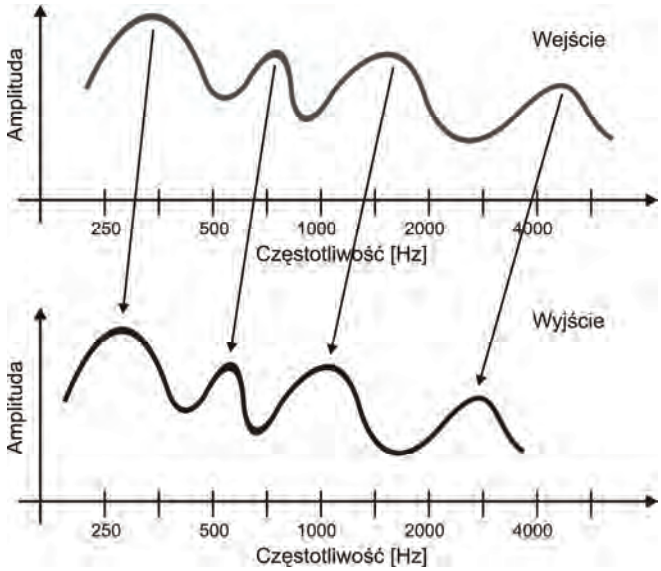
Rozwiązania te stosuje się szczególnie w przypadkach stromo opadających audiogramów. Dla łagodnie opadających audiogramów czasami wystarcza zastosowanie wielokanałowej kompresji. Przy głębokich niedosłuchach dla wysokich częstotliwości jedynym rozwiązaniem staje się przesunięcie „informacji" w inny – niższy zakres częstotliwości.

Frequency lowering

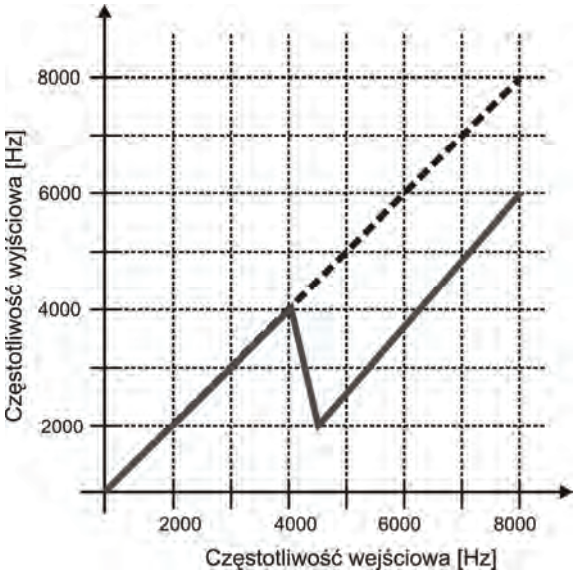
Jedną z metod przesunięcia informacji z wyższego do niższego pasma częstotliwości jest *frequency lowering*. Obniżenie częstotliwości polega na tym, że częstotliwość na wyjściu aparatu słuchowego jest równa $^1/_2$ częstotliwości na wejściu. Zasadę tego rozwiązania przedstawiono na rycinie 27.

Inna metoda stosowana w celu przeniesienie wszystkich informacji z jednego (zakres wejściowy) do innego (zakres docelowy) zakresu częstotliwości polega na tym, że wszystkie częstotliwości (powyżej pewnej częstotliwości progowej) prezentowane będą z częstotliwością niższą (linia ciągła) – jest to tak zwana transpozycja częstotliwości (ryc. 28).

Niestety, zakres częstotliwości, do którego przeniesiony będzie wyjściowy zakres częstotliwości, może być również istotny (dwa ważne dla zrozumiałości mowy zakresy częstotliwości mogą się na siebie nałożyć)! Niemniej dla osób z wysokoczęstotliwościowym ubytkiem słuchu jest to rozwiązanie, które pozwala zwiększyć zrozumiałość mowy – percepcja dźwięku z oryginalnego zakresu częstotliwości (z dominującą energią akustyczną) jest niezakłócona przez przesunięty zakres częstotliwości. W celu rozwiązania tego problemu przesunięcie częstotliwości stosuje się wyłącznie wtedy, gdy zastosowanie maksimum widma sygnału wejściowego przypada dla zakresu wyższych częstotliwości – tak zwana warunkowa transpozycja częstotliwości (*conditional frequency transposition*).



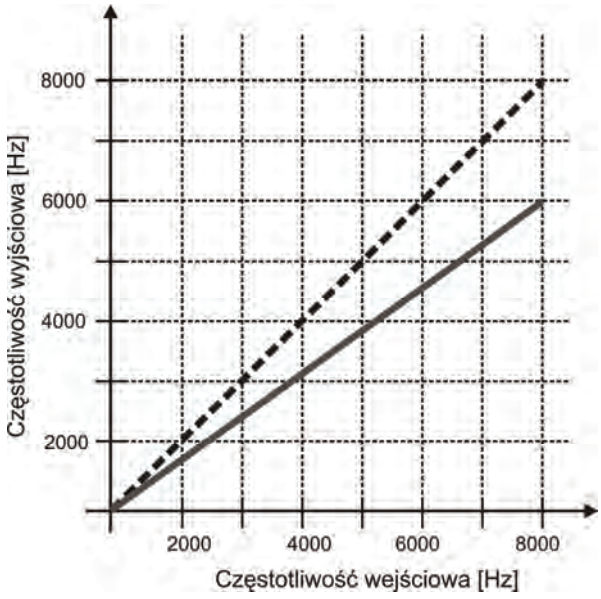
Ryc. 27. Zasada działania metody *frequency lowering*



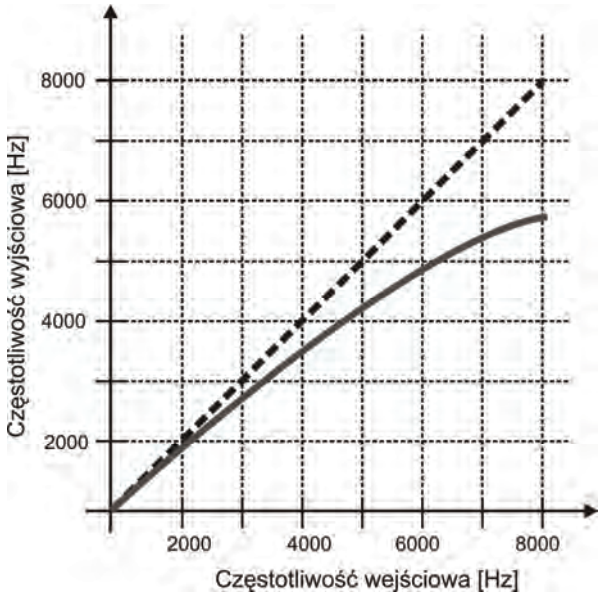
Ryc. 28. Transpozycja częstotliwości

Alternatywną metodą jest „kompresja częstotliwości" (*frequency compression*). Jeśli wyjściowa częstotliwość (częstotliwość docelowa) stanowi

stały ułamek częstotliwości wejściowej (linia ciągła), mamy do czynienia z tak zwaną liniową kompresją częstotliwości (ryc. 29).



Ryc. 29. Liniowa kompresja częstotliwości



Ryc. 30. Potęgowa kompresja częstotliwości

Innym rodzajem kompresji jest potęgowa kompresja częstotliwości (*power frequency compression*). W takim przypadku częstotliwość wyjściowa jest równa częstotliwości wejściowej podniesionej do określonej potęgi (ryc. 30).

W obu przedstawionych powyżej przypadkach wejściowy zakres częstotliwości jest skompresowany w zakres niższych częstotliwości, jednakże częstotliwość na wyjściu odpowiada jednej częstotliwości na wejściu.

Kompresja częstotliwości powoduje niepożądane efekty. Pomimo że wzajemna relacja pomiędzy wejściową i docelową częstotliwością jest zachowana, częstotliwość podstawowa jest obniżona. Po kompresji częstotliwości głos kobiety może być słyszany jak głos mężczyzny.

W jaki sposób realizowana jest kompresja częstotliwości?

1. Kompresja częstotliwości realizowana jest z zastosowaniem modulacji, to jest poprzez celowe zniekształcanie sygnału (na wzór *peak clipping-u*). W rezultacie otrzymuje się intermodulacyjne zniekształcenia i w konsekwencji pojawiają się częstotliwości „daleko odsunięte" od częstotliwości wejściowej. Minusem tej metody jest fakt, że nie ma pełnej kontroli nad rozrzutem tych częstotliwości.

2. Inną metodą realizacji kompresji częstotliwości jest odtwarzanie sygnału z częstotliwością próbkowania mniejszą niż częstotliwość, z jaką był on nagrany (*slow playback*). W ten sposób wszystkie częstotliwości sygnału są proporcjonalnie zmniejszone. Jest to tak zwana liniowa kompresja częstotliwości. Zaletą takiego podejścia jest łatwa realizacja w cyfrowych aparatach słuchowych, wadą natomiast jest to, że sygnał może być znacznie przesunięty na skali częstotliwości w stosunku do sygnału rzeczywistego. Stosuje się wówczas usuwanie z sygnału pewnych czasowych segmentów (od ok. 2,5 do 10 ms) tak, aby oba sygnały (oryginalny i przetworzony) miały ten sam czas trwania. Duże problemy zaobserwowano podczas realizacji kompresji częstotliwościowej z wykorzystaniem *slow playback* w trudnych środowiskach akustycznych.

3. Kolejną metodą realizacji kompresji częstotliwości jest zastosowanie układu *speech vocoder*. W metodzie tej sygnał mowy dzielony jest na „bank wąskich filtrów". W każdym filtrze następuje detekcja amplitudy, a następnie przetwarzanie sygnału, które polega na modulowaniu wąskich pasm szumu (lub nawet czystych tonów) – o częstotliwościach niższych niż oryginalne pasma mowy – obwiednią amplitudy z oryginalnych pasm sygnału mowy. W ten sposób powstaje dźwięk syntetyczny o częstotliwościach niższych niż sygnał oryginalny.

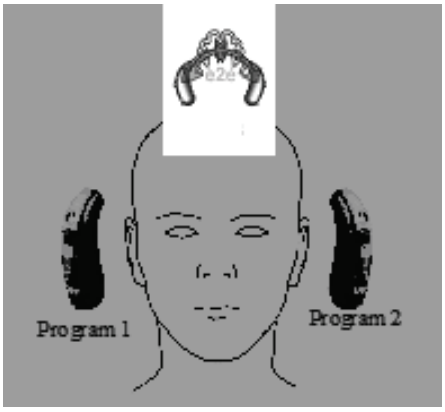
10. PROTEZOWANIE BINAURALNE

Działanie binauralnych systemów słuchowych polega na:

– koordynacji ustawień potencjometru głośności i przełącznika programów,

– synchronizacji działania funkcji automatycznych (detekcja mowy, tłumienie hałasu, zmiana charakterystyki kierunkowej),

– zastosowaniu aparatów słuchowych, które odpowiednio przetwarzają wszystkie informacje docierające do każdego z nich oddzielnie, jak i te, które są dla nich wspólne; gwarantują to cyfrowe aparaty słuchowe najnowszej generacji, sterowane przez centralny procesor, który ma zakodowaną informację o kształcie głowy, tak zwanej funkcji transmitancji głowy. Do zadań tego procesora należy między innymi synchroniczna zmiana parametrów w obu aparatach słuchowych (ryc. 31).



Ryc. 31. Bezprzewodowe sprzężenie dwóch aparatów słuchowych

Nazwa dla systemu dwóch aparatów słuchowych komunikujących się bezprzewodowo między sobą z wykorzystaniem technologii NFMI-Near Field Magnetic Induction – indukowane pole magnetyczne o małym zasięgu.

NFMI stosowane jest także do komunikacji między aparatami słuchowymi w bezprzewodowych systemach CROS i BICROS.

Zalety tej technologii to:

– możliwość wymiany dużej liczby danych pomiędzy systemami słuchowymi, na przykład aparatami zausznymi lub wewnątrzusznymi,

– brak zakłóceń od innych urządzeń bezprzewodowych,

– mały pobór mocy.

Wady natomiast:

– potrzeba noszenia *streamerów* „na ciele”,

– ograniczenie wymiany danych tylko w bezpośrednim sąsiedztwie – mały zasięg, przez co użytkownik musi znajdować się w pobliżu nadajnika.

W praktyce oznacza to, że:

1) możliwa jest synchronizacja radiowa wszystkich funkcji dwóch aparatów słuchowych – poprzez jeden przycisk przełączane są oba aparaty;

2) również w aparatach wewnątrzusznych możliwe jest „rozseparowanie” elementów sterujących na oba aparaty, na przykład regulację głośności na lewym aparacie, a wybór programu na prawym;

3) możliwe jest także zdalne sterowanie i rejestracja aktualnych programów w obu aparatach (głośność, rodzaje programu); klasyfikacja sytuacji akustycznych (samo zakłócenie, mowa w ciszy, mowa przy zakłóceniach, muzyka).

Udowodniono, że binauralne systemy słuchowe zapewniają:

1) poprawę lokalizacji źródła dźwięku,

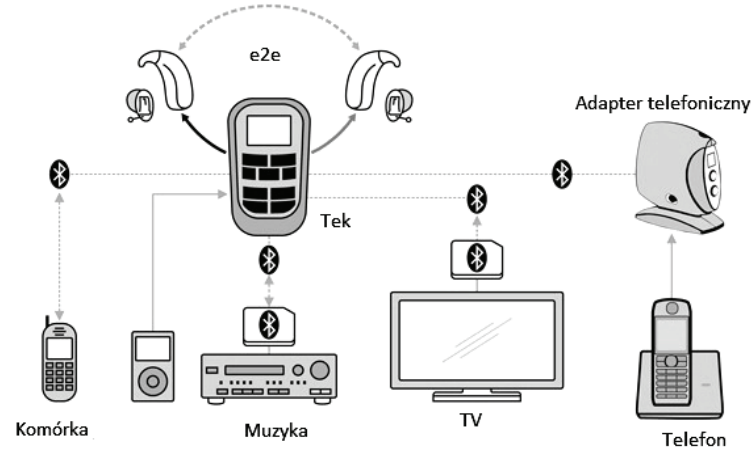
2) określanie kierunku, w którym porusza się źródło,

3) możliwość słuchania selektywnego,

4) znaczną poprawę zrozumiałości mowy w hałaśliwym otoczeniu,

5) poprawę zdolności lokalizacyjnych o 14%.

Jeszcze kilka lat temu nie było komunikacji pomiędzy aparatami słuchowym w przypadku protezowania binauralnego. W rezultacie zmiany wzmocnienia w jednym aparacie słuchowym nie powodowały zmian w drugim (zaburzona lokalizacja), dźwięki w obu aparatach analizowane były niezależnie od siebie (zaburzona lokalizacja).



Ryc. 32. Schemat połączeń dwóch aparatów słuchowych współpracujących z urządzeniami audio (Siemens)

Oprócz poprawnej lokalizacji źródła dźwięku nastąpiła poprawa zrozumiałości mowy, a także pełnowartościowe wykorzystanie funkcji *DataLearning* i *SoundLearning* (patrz *Współczesne rozwiązania technologiczne w aparatach słuchowych*) wraz z możliwością połączenia z urządzeniami audio, między innymi rozmowa telefoniczna słyszana w obu uszach (ryc. 32).

Kolejni producenci aparatów słuchowych wprowadzają innowacje technologiczne w tym obszarze, na przykład tak zwaną kierunkowość binauralną (*ReSound*) opartą na czterech mikrofonach w dwóch stosowanych aparatach słuchowych, prowadzącą do zwiększenia stosunku SNR oraz polepszenia jakości percypowanego dźwięku (Stender i in., 2013).

Pacjent z jednostronnym ubytkiem słuchu protezowany jest jednym aparatem słuchowym, co w rezultacie zazwyczaj przywraca mu równowagę akustyczną i stwarza prawidłowe warunki percepcji słuchowej.

Nasuwa się pytanie, które ucho protezować przy ubytku obustronnym, gdy pacjent decyduje się (na ogół ze względów finansowych) na protezowanie tylko jednego ucha. Odpowiedź jest złożona i wymaga indywidualnego podejścia do konkretnego przypadku.

1. Gdy pacjent nie nosił wcześniej aparatu słuchowego i w jednym uchu ma niedosłuch przewodzeniowy, a w drugim odbiorczy (ten sam stopień w obu uszach), zaleca się protezowanie ubytku przewodzeniowego.

2. Gdy pacjent nosił aparat słuchowy długo na jednym uchu, należy protezować to samo ucho (adaptacja).

Uwzględnić też trzeba wyniki audiometrii tonalnej i słownej, efekt wyrównania głośności (OWG) oraz prawo- lub leworęczność pacjenta:

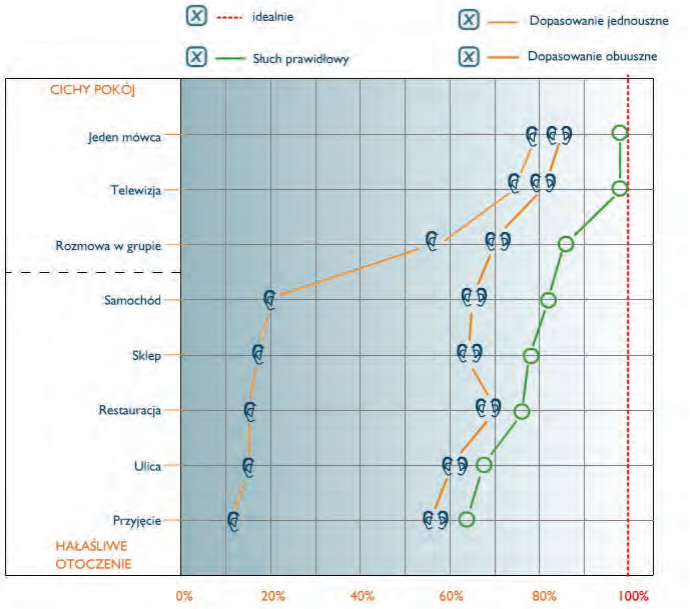
1. Protezujemy ucho z lepszym wynikiem rozumienia mowy w audiometrii słownej.

2. U osób z lokalizacją ślimakową lepsze rezultaty protetyczne uzyskuje się, protezując ucho z większą dynamika (mniejszy efekt OWG).

3. Pacjent praworęczny lepiej poradzi sobie z aparatem słuchowym na prawym uchu.

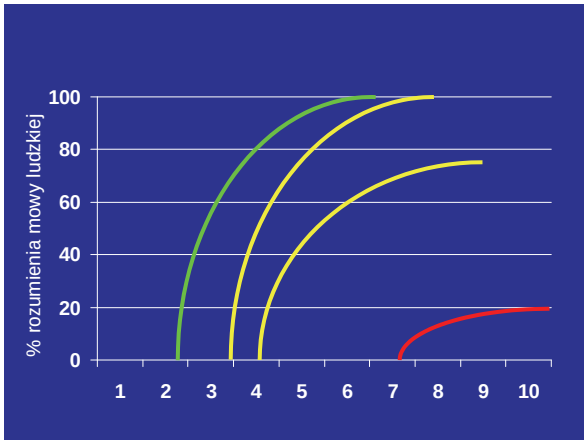
Odpowiednimi kandydatami do obuusznego protezowania słuchu są osoby ze stwierdzonym obustronnym ubytkiem słuchu.

Interesującą alternatywę dla uniwersalnego programu słuchowego stanowi asymetryczne dopasowanie aparatów słuchowych. Wykazano, że obustronne niesymetryczne dopasowanie aparatów słuchowych (połączenie charakterystyk o różnej ostrości kierunkowej) wpływa na poprawienie SRT dla różnych sytuacji słuchowych (Kießling i in., 2007). Zalety protezowania binauralnego w zakresie poprawy zrozumienia mowy w porównaniu do protezowania monouralnego przedstawiono na rycinie 33.



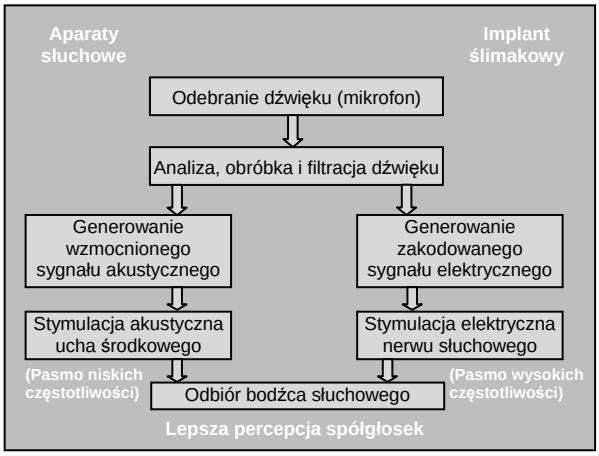
Ryc. 33. Zrozumienie mowy (oś x) w funkcji warunków akustycznych (oś y) dla słuchu prawidłowego oraz przy protezowaniu jednousznym (monauralnym) i dwuusznym (binauralnie), *eCaps-Oticon*

Dzieci z obustronnym ubytkiem słuchu, zwłaszcza bardzo małe, powinny być protezowane jak najszybciej (przed 6. miesiącem życia) w celu zapewnienia maksymalizacji ich ogólnego rozwoju (ryc. 34).



Ryc. 34. Osiągnięty poziom zrozumienia mowy (oś y) w funkcji momentu (oś x – miesiąc życia dziecka) rozpoczęcia noszenia aparatów słuchowych przez dziecko (Starkey)

Czworo na dziesięcioro dzieci z ubytkami słuchu ma je na poziomie ubytków dużych lub głębokich (ubytek > 70 dB HL) w obu uszach. Można je protezować binauralnie, stosując implanty ślimakowe w obu uszach lub w jednym uchu aparat słuchowy, a w przeciwległym implant ślimakowy (system bimodalny) – rycina 35.



Ryc. 35. System bimodalny

W przypadku pacjentów powyżej 65. roku życia zdarza się, że protezowanie obuuszne daje gorsze rezultaty niż zastosowanie jednego aparatu słuchowego. Przeciwwskazaniem do obuusznego protezowania są:

1) zaburzenia w ośrodkowym układzie nerwowym uniemożliwiające jednoczesną integrację informacji docierającej z obu uszu;

2) bardzo duże asymetrie w ubytkach słuchu – do niedawna sądzono, że ubytek słuchu powinien być symetryczny, a ewentualna różnica progów nie powinna przekraczać 15 dB, przy czym różnica w zrozumiałości mowy powinna być mniejsza niż 8%. Istnieją jednak doniesienia innych autorów, że również przy ubytkach niesymetrycznych protezowanie binauralnie jest bardzo efektywne. Każdy przypadek należy traktować indywidualnie i to niezależnie od wieku pacjenta;

3) względnie różnego stopnia obuuszne zniekształcenia ślimakowe.

Aparaty słuchowe nie przynoszą pożądanego skutku w:

1) afazjach sensorycznych,
2) miażdżycy ośrodkowego układu nerwowego,
3) zaawansowanej oligofrenii,
4) głuchocie psychogennej,
5) nadmiernej męczliwości słuchowej.

10.1. Telefonowanie z aparatem słuchowym

Gdy użytkownik aparatu słuchowego korzysta z aparatu telefonicznego, najprościej przyłożyć słuchawkę telefonu do ucha, na którym jest noszony aparat słuchowy. Bardzo ważne jest położenie słuchawki aparatu telefonicznego względem aparatu słuchowego.

Za pomocą ryciny 36 przedstawiono położenie ust względem mikrofonu aparatu telefonicznego (a) i słuchawki aparatu telefonicznego względem mikrofonu zausznego aparatu słuchowego, który znajduje się, dla przypomnienia, w pobliżu zaczepu rożka (b).

a b



Ryc. 36. Prawidłowe położenie słuchawki telefonu względem zausznego aparatu słuchowego, *eCap-Oticon*

W przypadku wewnątrzusznego aparatu słuchowego istotne jest, by słuchawka aparatu telefonicznego nie zamykała wejścia do zewnętrznego przewodu słuchowego, w którym jest on umieszczony (ryc. 37).



Ryc. 37. Prawidłowe położenie słuchawki telefonu względem wewnątrzusznego aparatu słuchowego, *eCap-Oticon*

Można również korzystać ze specjalnego aparatu telefonicznego przeznaczonego dla osób słabosłyszących, którego słuchawka jest w praktyce małym głośnikiem; impedancja jego nie jest dopasowana do małej objętości kanału usznego, ale dużej objętości pokoju mieszkalnego. Aparaty tego typu mają na ogół regulator głośności (ryc. 38).



Ryc. 38. Aparat telefoniczny przeznaczony dla osób słabosłyszących

11. PROTEZOWANIE TYPU CROS I BICROS

Niesymetryczne ubytki słuchu, jak i głębokie ubytki jednostronne wymagają niekiedy zastosowania szczególnych rozwiązań technologicznych w procesie ich protezowania. Zaleca się wówczas na przykład lokalizację mikrofonu i słuchawki aparatu słuchowego na różnych stronach głowy osoby słabosłyszącej. Na uchu gorzej słyszącym mocuje się mikrofon aparatu słuchowego i przekazuje sygnał przez niego rejestrowany na słuchawkę mocowaną na drugim (lepszym) uchu. W ten sposób „lepsze" ucho staje się odbiornikiem dwóch sygnałów – sygnału docierającego do niego bezpośrednio i sygnału przekazywanego do niego od strony ucha o dużym ubytku. System taki nosi nazwę CROS (*Contralateral Routing of Signals*); transmituje sygnał z mikrofonu zamocowanego na jednym uchu do przeciwległego ucha (Hojan, 1997, 2009; Woźniak, 2006).

Ucho zdrowe przetwarza sygnały dochodzące bezpośrednio z otoczenia, jak również te zarejestrowane przez mikrofon i przesłane do aparatu słuchowego (ryc. 39). W ten sposób ucho zdrowe pracuje poniekąd za dwoje uszu, a zmysł słuchu pacjenta zyskuje odczucie percepcji przestrzennej.



Ryc. 39. Zasada działania systemu CROS (Hojan, 2009)

Przy niedosłuchu obustronnym (np. na jednym uchu lekki, a na drugim głęboki) stosuje się rozwiązanie typu BICROS (*Bilateral Routing of Signal*). Wykorzystuje się w nim dwa mikrofony mocowane na uszach, połączone z jednym wzmacniaczem i słuchawką mocowaną na uchu „gorszym". Ucho lepiej słyszące przetwarza sygnały dochodzące z mikrofonu znajdującego się w aparacie słuchowym, jak również te zarejestrowane przez mikrofon (umieszczony przy uchu głuchym) i przesłane do aparatu słuchowego (ryc. 40).



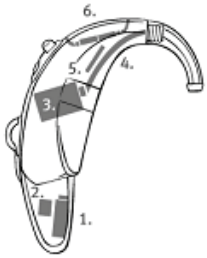
Ryc. 40. Zasada działania systemu BICROS (Hojan, 2009)

Podobnie jak w przypadku urządzeń typu CROS zmysł słuchu pacjenta zaopatrzonego w system BICROS zyskuje odczucie percepcji przestrzennej.

Urządzenia wchodzące w skład systemu CROS i BICROS komunikują się z sobą poprzez cienki przewód elektryczny (rozwiązanie już obecnie prawie niestosowane) lub wykorzystując technologię Wi-Fi (*Wireless Fidelity* – połączenie bezprzewodowe oparte na komunikacji radiowej) do komunikacji za pomocą fal radiowych w paśmie 2,4 GHz lub rzadziej 5 GHz.

Dźwięki są transmitowane przy użyciu fal radiowych z mikrofonu wyposażonego w nadajnik Wi-Fi, umieszczonego na uchu z głęboką głuchotą, do wyposażonego w odbiornik Wi-Fi aparatu słuchowego umieszczonego na uchu lepiej słyszącym. Technologia Wi-Fi umożliwia również budowę aparatów wewnątrzusznych typu CROS i BICROS.

Na rycinie 41 przedstawiono system CROS i BICROS dla obu typów aparatów wyposażonych w technologie bezprzewodowej transmisji sygnału Wi-Fi.



Aparat z odbiornikiem Wi-Fi

1 – cewka
2 – bezprzewodowy odbiornik
3 – odbiornik
4 – pokrywa odbiornika
5 – układ hybrydowy
6 – mikrofon



Mikrofon z nadajnikiem Wi-Fi

1 – mikrofon
2 – cewka
3 – wzmacniacz



Aparat z odbiornikiem Wi-Fi Mikrofon z nadajnikiem Wi-Fi

Ryc. 41. System CROS i BICROS w technologii Wi-Fi (Hojan, 2009)

Zasada działania urządzeń wewnątrzusznych typu CROS i BICROS z technologią Wi-Fi jest identyczna, jak w przypadku aparatów zausznych (Paszel, 2007). Różnica jest wyłącznie w komforcie ich używania, szczególnie ze względu na konieczność „zamknięcia" ucha zdrowego.

Odmiana technologii kontralateralnej to POWER-CROSS (Hojan, 2009). Jest to modyfikacja systemu CROS. Stosowana jest przy głębokich ubytkach obustronnych, wymagających znacznego wzmocnienia dźwięku. W takim przypadku po stronie ucha z większym ubytkiem umieszczony jest mikrofon, a po drugiej stronie aparat słuchowy z pełną wkładką. Dzięki temu uzy-

skać możemy znaczne wzmocnienie sygnału bez wystąpienia sprzężeń akustycznych.

Niekiedy w systemie POWER-CROS mikrofon montowany jest na ubraniu pacjenta, co pozwala uzyskać na wyjściu aparatu nawet graniczny (ze względów bezpieczeństwa) poziom dźwięku rzędu 126 dB SPL. W szczególnych przypadkach, na przykład gdy pacjent wymagający aparatowania obu uszu cierpi na okresowe wycieki uszne, w którymś z uszu stosuje się system UNI-CROS. Polega on na tym, iż montuje się dwa aparaty: po stronie ucha bardziej sprawnego stosujemy wkładkę pełną oraz mikrofon z silnym wzmacniaczem, a po drugiej stronie stosujemy wkładkę otwartą (Hojan, 2009).

Istnieją też aparaty z możliwością wyboru trybu pracy, a więc zależnie od sytuacji włączenia mikrofonu aparatu, mikrofonu CROS lub obu. W ten sposób pacjent ma wybór pomiędzy tradycyjnym aparatem słuchowym a system CROS lub BICROS. Jest to tak zwany system MULTI-CROS, zwany też systemem CLINIC-CROS.

W przypadku ubytków obustronnie głębokich zaleca się dwukrotny Power-CROS.

Celem polepszenia subiektywnych wrażeń dźwiękowych, przy ubytkach w wysokim paśmie częstotliwości, stosuje się niekiedy system zwany IROS (*Ipstlaterel Routing of Signal*) – wkładka otwarta.

W aparatach CROS używa się wkładek otwartych, aby uniknąć efektu okluzji i tym samym umożliwić prawidłową percepcję dźwięków dochodzących bezpośrednio do zdrowego ucha. Zastosowanie wkładki otwartej sprawia ponadto, że wzmacniane są głównie wyższe częstotliwości docierające od strony ucha z ubytkiem słuchu, niwelując tym samym efekt cienia głowy (Hojan, 2009).

Bibliografia

Bober M., 2007, *Protezowanie mono- i binauralne*, Seminarium specjalistyczne, Protetyki słuchu, UAM, Poznań.

Dillon H., 2012, *Hearing aids*, Boomerang Press, Sydney.

Dubczyński J., Gołębiewski R., 2002, *Zestawienie wybranych cyfrowych aparatów słuchowych*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 15, s. 30–34.

Gołębiewski R., 2002, *Rola układów kompresji w procesie dopasowania aparatów słuchowych*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 16, s. 19–26.

Gołębiewski R., 2006, *Sprzężenie zwrotne*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, 4, s. 10–18.

Gołębiewski R., 2009, *Metody redukcji hałasu w aparatach słuchowych*, cz. 1, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, 1, s. 10–13.

Gołębiewski R., 2009, *Metody redukcji hałasu w aparatach słuchowych*, cz. 2, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, 2, s. 26–28.
Hojan E., 1997, *Akustyka aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.
Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.
Karwacka A., 2010, *Rozszerzenie pasma transmisji w aparatach słuchowych*, Seminarium specjalistyczne, Protetyka słuchu, UAM, Poznań.
Kiessling J., Müller M., Nelson J.A., 2008, *Asymetrische Anpassung mit unterschiedlicher Mikrofoncharakteristik rechts und links*, Hörakustik, 1.
Maculewicz J., 2010, *Telefonowanie wykorzystujące dwa aparaty słuchowe (1 osoba)*, HA, 2, s. 10–14.
Paszel K., 2007, *Technologia Wi-Fi w aparatach słuchowych typu CROS i BiCROS*, Seminarium specjalistyczne, Protetyka słuchu, UAM, Poznań.
Schmidt N., Boretzki M., 2013, *Mehr akustische Klarheit im Hochtonbereich*, Höerakustik, 5, s. 16–21.
Sekula A., Stieler O., Komar D., 2011, *Zastosowanie aparatów słuchowych jednousznych i obuusznych u dorosłych z obustronnym niedosłuchem*, [w:] D. Hojan-Jezierska, F. Jaroszyk, L. Kubisz (red.), *Rehabilitacja osób z dysfunkcjami słuchu i wzroku*, Państwowa Wyższa Szkoła Zawodowa, Piła.
Stender T., 2013, *Natürlicher hören durch binaurale Signalverarbeitung*, Zeitschrift für Audiologie, 52(1), s. 19–21.
Tchorz J., Eichhorn F., Schindwolf I., Lorenz A., Nyffeler M., 2010, *Telefonieren mit beiden Ohren*, Hörakustik, 2, s. 10–14.
Tenderowicz P., 2008, *Protezowanie obuuszne przy ubytku niesymetrycznym*, Seminarium specjalistyczne, Protetyki słuchu, UAM, Poznań.
Urbańska M., 2010, *Binauralna obróbka sygnału w aparatach słuchowych*, Seminarium specjalistyczne, Protetyki słuchu, UAM, Poznań.
Valente M. (red.), 1996, *Hearing aids: Standards, options, and limitations*, Thieme, New York.
Warncke H., 2009, *Das Herzstück der binauralen Tachnologie*, Hörakustik, 5, s. 14–17.
Warncke H., 2009, *Hörsysteme* „im Gleichschritt" – *für synchronisierte Leistung*, Hörakustik, 12.
Winkler A., Holube I., Schmidt N., Boretzki M., 2013, *Anpasshilfe im Hochtonbereich*, Hörakustik, 12, s. 8–12.
Woźniak M., 2006, *Aparaty słuchowe typu CROS i BI-CROS*, Seminarium specjalistyczne, Protetyka słuchu, UAM, Poznań.

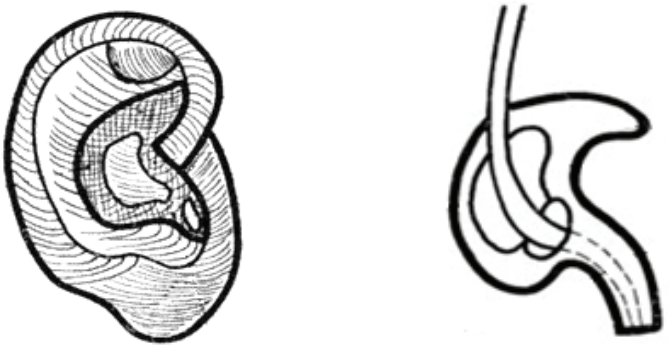
Strony internetowe

<www.audiologyonline.com>
<www.hearingreview.com>
<www.hearing.siemens.com/pl/06-technology/04-advanced-technologies/02-e2e-wireless/e2e-wireless.jsp>
<www.phonakpro.com>
<www.plock.edu.pl/prv/logopeda/profilaktyka/anatomia.html>
<www.siemens-audiologia.pl>
<www.siemens-audiologia.pl/show_object.php?id=315&aparaty_sluchowe>
<www.unitronhearing.ca>
<www.widex.com.pl/widexpress2003/widex_>

DOROTA HOJAN-JEZIERSKA, ARTUR DURAJ

WKŁADKA USZNA – ELEMENTY OTOPLASTYKI

Indywidualna wkładka uszna uwzględnia budowę anatomiczną ucha zewnętrznego i jest niezbędnym elementem zausznego aparatu słuchowego. Powstaje jako odwzorowanie indywidualnego wycisku ucha pobieranego przez protetyka słuchu. Wkładka połączona jest, za pomocą odpowiednio zamocowanego wężyka, z zausznym aparatem słuchowym. Każda wkładka indywidualna ma dźwiękowód – otwór, w który wklejony jest wężyk i przez który dźwięk z aparatu słuchowego trafia do przewodu słuchowego zewnętrznego oraz wentylację – otwór, przez który doprowadzane jest powietrze i wyrównywane ciśnienie w przewodzie słuchowy (ryc. 1).



Ryc. 1. Indywidualna wkładka uszna, elementy budowy

Zadaniem wkładki usznej jest stabilne umocowanie aparatu słuchowego na uchu osoby niedosłyszącej i bezpośrednie przekazanie dźwięków z apa-

ratu przez przewód słuchowy zewnętrzny na błonę bębenkową. Precyzyjnie wykonana indywidualna wkładka uszna zapobiega akustycznemu sprzężeniu zwrotnemu. Poprzez wkładkę uszną można również wpłynąć na charakterystykę częstotliwościową sygnałów akustycznych wzmacnianych przez aparat słuchowy zgodnie z indywidualną potrzebą osoby niedosłyszącej.

Charakterystykę częstotliwościową wzmacnianych przez aparat sygnałów można skorygować poprzez: zmianę długości trzpienia wkładki, zmianę średnicy otworu wentylacyjnego wkładki, zmianę średnicy dźwiękowodu wkładki oraz montaż odpowiednich filtrów akustycznych. Właściwie dobrana wkładka uszna jest bardzo istotnym elementem procesu dopasowania aparatu słuchowego.

Osobną grupę indywidualnych wkładek usznych stanowią wkładki ochronne (patrz *Ochronniki słuchu*).

Wprowadzony w ostatnich latach system dopasowania otwartego wymusił stworzenie nowego typu wkładki – wkładki otwartej (patrz *Dopasowanie otwarte*).

1. RODZAJE WKŁADEK, TYPY OBUDÓW APARATÓW WEWNĄTRZUSZNYCH

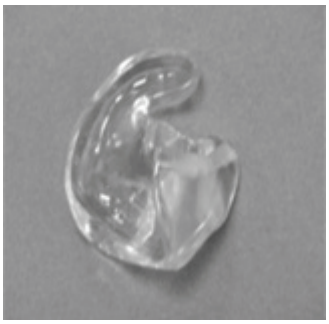
Indywidualne wkładki uszne mogą być wykonane z różnych materiałów, mieć różny kształt i wielkość, a także przeznaczenie. Wkładki uszne ze względu na zastosowany materiał do ich wykonania możemy podzielić na twarde, miękkie i twardo-miękkie (wkładki kombinowane). W otoplastyce do wytwarzania wkładek wykorzystuje się takie materiały, jak:

- polimetakrylan metylu,
- żywice akrylowe (utwardzane promieniowaniem UV),
- silikony addycyjne.

W procesie dopasowania aparatu słuchowego istotny jest kształt wkładki. Poniżej przedstawiono najczęściej stosowane kształty wkładek.

Wkładki twarde – akrylowe

1. Wkładka twarda – pełna, całkowicie wypełnia małżowinę uszną, stosowana w głębokich ubytkach słuchu (ryc. 2).



Ryc. 2. Wkładka twarda – pełna (AUDENT)

2. Wkładka twarda – ażurowa, całkowicie wypełnia małżowinę uszną, ażurowy kształt zapewnia wentylację, stosowana w dużych i średnich ubytkach słuchu (ryc. 3).



Ryc. 3. Wkładka twarda – ażurowa (AUDENT)

3. Wkładka twarda półażurowa, jej charakterystyczny kształt pozwala na dyskrecję, a jednocześnie stabilne umocowanie, stosowana w średnich i małych ubytkach słuchu (ryc. 4).



Ryc. 4. Wkładka twarda półażurowa (AUDENT)

4. Wkładka twarda pazurkowa przednia, osadzona w przedniej, górnej części małżowiny, stosowana w średnich i małych ubytkach słuchu (ryc. 5).



Ryc. 5. Wkładka twarda pazurkowa przednia (AUDENT)

5. Wkładka twarda pazurkowa tylna, dyskretne mocowanie w kształcie pazura opartego na tylnej części łódki (łac. *cymba conchae*) pozwala na dobrą stabilizację, stosowana w średnich i małych ubytkach słuchu (ryc. 6).



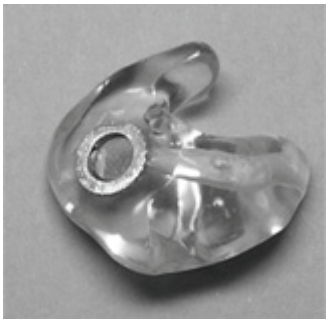
Ryc. 6. Wkładka twarda pazurkowa tylna (AUDENT)

6. Wkładka twarda pazurkowa otwarta, ma specjalne wycięcie części kanałowej, stosowana do aparatów typu CROS i BICROS w przypadkach, gdy przebieg progu słyszalności poniżej 1 kHz jest prawidłowy, wykorzystywana również w generatorach szumu (ryc. 7).



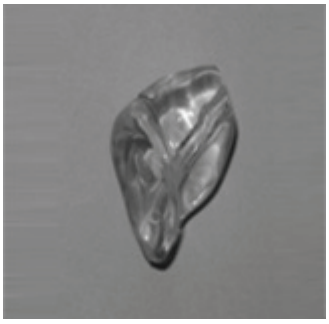
Ryc. 7. Wkładka twarda pazurkowa otwarta (AUDENT)

7. Wkładka twarda pudełkowa, szczelnie wypełniająca małżowinę uszną, wkładka stosowana w aparatach pudełkowych (ryc. 8).



Ryc. 8. Wkładka twarda pudełkowa (AUDENT)

8. Wkładka twarda kanałowa, bardzo dyskretna, najmniejsza wkładka uszna w kształcie korka (ryc. 9)



Ryc. 9. Wkładka twarda kanałowa (AUDENT)

Wkładki miękkie – silikonowe

1. Wkładka supermiękka, bardzo szczelna wkładka wypełniająca całkowicie małżowinę uszną, stosowana w głębokich ubytkach słuchu, zalecana w protezowaniu dzieci (ryc. 10).



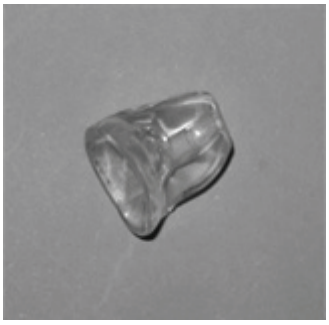
Ryc. 10. Wkładka supermiękka (AUDENT)

2. Wkładka supermiękka ażurowa, bardzo szczelna, dodatkowe jej wycięcie (ażur) w obrębie małżowiny pozwala na stosowanie u osób z problemami alergicznymi, z dużymi ubytkami słuchu (ryc. 11).



Ryc. 11. Wkładka supermiękka ażurowa (AUDENT)

3. Wkładka supermiękka kanałowa, najmniejsza wkładka uszna w kształcie korka, stosowana do średnich i małych ubytków słuchu (ryc. 12).



Ryc. 12. Wkładka supermiękka kanałowa (AUDENT)

Typy obudów aparatów wewnątrzusznych

Obudowa aparatu wewnątrzusznego jest odwzorowaniem indywidualnego wycisku przewodu słuchowego pacjenta, w której zostają zamontowane elementy składowe aparatu słuchowego. Odpowiedni dobór typu obudowy zależy od ubytku słuchu oraz kształtu i wielkości małżowiny usznej, a także zewnętrznego przewodu słuchowego.

Aparaty słuchowe wewnątrzuszne ze względu na kształt obudowy dzielimy na:

1. Małżowinowe (pełne) (*Concha Ear*, CE), wielkość obudowy pozwala na jednoczesne zamontowanie potencjometru głośności i przycisku zmiany programów (ryc. 13).



Ryc. 13. Obudowa aparatu wewnątrzusznego – małżowinowego (CE) (Phonak)

2. Półmałżowinowe (półpełne) (*Concha Tragus*, CT), wielkość obudowy pozwala na jednoczesne zamontowanie potencjometru głośności i przycisku zmiany programów (ryc. 14).



Ryc. 14. Obudowy aparatu wewnątrzusznego – półmałżowinowe (CT) (Phonak)

3. Kanałowe (*In The ear Canal*, ITC), wielkość obudowy pozwala na montaż potencjometru głośności lub przycisku zmiany programów (ryc. 15).



Ryc. 15. Obudowy aparatu wewnątrzusznego – kanałowego (ITC) (Audio Service)

4. Wewnątrzkanałowe (*Complete in the ear Canal*, CIC), najmniejszy ze wszystkich aparatów wewnątrzusznych, całkowicie mieści się w przewodzie słuchowym zewnętrznym (ryc. 16).



Ryc. 16. Obudowy aparatu wewnątrzusznego – wewnątrzkanałowego (Phonak)

Higiena indywidualnej wkładki usznej

Małżowina uszna wraz z przewodem słuchowym zewnętrznym narażona jest na bezpośredni kontakt z drobnoustrojami i substancjami otaczającego środowiska. W przewodzie słuchowym zewnętrznym znajdują się gruczoły, które mają za zadanie wydzielanie woskowiny. W skład woskowiny wchodzą wydzieliny gruczołów łojowych, potowych i woskowinowych,

a także cząsteczki kurzu, złuszczonego naskórka i włosów. W uchu ludzkim woskowina pełni istotne funkcje – nawilżającą, osłonową i oczyszczającą. Jednak zalegająca woskowina może blokować dźwiękowód oraz otwór wentylacyjny indywidualnej wkładki usznej i w rezultacie wpływać na przekazywany z aparatu słuchowego dźwięk.

Wkładkę uszną należy codziennie czyścić, najlepiej wykorzystując do tego elementy specjalistycznych zestawów czyszczących (ryc. 17). Dwa razy w tygodniu wskazane jest mycie wkładki w specjalnym płynie higienicznym (należy wkładkę odłączyć od aparatu słuchowego). Płyn skutecznie oczyszcza wkładkę, działa antybakteryjnie i rozpuszcza woskowinę.



Ryc. 17. Specjalistyczne zestawy czyszczące do wkładek usznych (OHO, Dreve)

Po umyciu wkładkę trzeba dokładnie wysuszyć, przedmuchać otwór wentylacyjny i dźwiękowód.

Codziennej pielęgnacji wymagają również obudowy aparatów wewnątrzusznych. Specjalnymi chusteczkami należy każdego dnia oczyszczać obudowę, a w sytuacji wzmożonej wilgotności w przewodzie słuchowym, korzystając z tabletek osuszających, wchłonąć nadmiar wilgoci (ryc. 18). Wewnątrzuszny aparat słuchowy nie może być zanurzany w płynach.



Ryc. 18. Specjalistyczne zestawy czyszczące do aparatów wewnątrzusznych (Cedis, Dreve)

2. WPŁYW WKŁADKI NA PROCES TRANSMISJI SYGNAŁU W APARACIE SŁUCHOWYM

Indywidualna wkładka uszna jest zasadniczym elementem mocującym aparat zauszny na uchu osoby niedosłyszącej. Prawidłowe odwzorowanie anatomicznych elementów ucha w dobrze wykonanej wkładce indywidualnej jest gwarancją wysokiego komfortu użytkowania aparatu słuchowego.

Ważną rolą wkładki usznej, obok funkcji stabilizującej i mocującej, jest przekazanie wzmocnionego sygnału z aparatu słuchowego poprzez przewód słuchowy zewnętrzny na błonę bębenkową.

Jakość (uniknięcie akustycznego sprzężenia zwrotnego) i wzmocnienie przekazywanego sygnału w istotny sposób zależą od szczelności wykonanej wkładki. Sygnał akustyczny wzmocniony przez aparat słuchowy przechodzi torem akustycznym do błony bębenkowej. Tor akustyczny tworzą: aparat słuchowy – dźwiękowód – objętość resztkowa przewodu słuchowego (przestrzeń między końcem trzpienia wkładki a błoną bębenkową) – rycina 19.



Ryc. 19. Tor akustyczny (Voogdt, 1998)

AS – aparat słuchowy, S – słuchawka, D – dźwiękowód, OR – objętość resztkowa, BB – błona bębenkowa.

Dźwiękowód wraz z objętością resztkową tworzą rezonator Helmholtza o częstotliwości rezonansowej f_0 (Voogdt, 1998):

$$f_0 = \frac{c}{2\pi}\sqrt{\frac{A}{VL}}$$

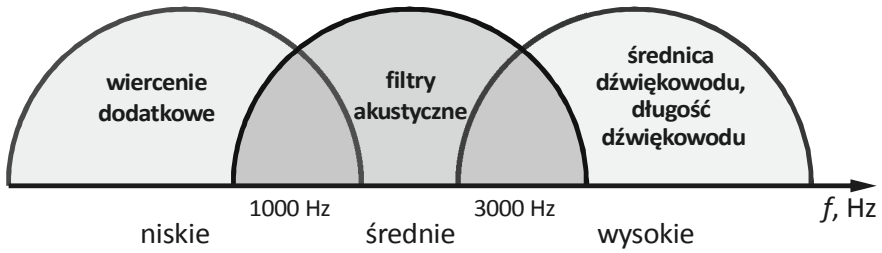
gdzie:

A – powierzchnia przekroju poprzecznego dźwiękowodu,
V – objętość resztkowa przewodu słuchowego,
L – długość dźwiękowodu.

Istotny wpływ na możliwość powstawania akustycznego sprzężenia zwrotnego ma szczelność toru akustycznego. Dlatego duże znaczenie od-

grywa prawidłowe odwzorowanie strefy uszczelnienia ucha, którą stanowi cześć chrzęstna przewodu słuchowego wraz ze skrawkiem (łac. *tragus*). Dobierając rodzaj indywidualnej wkładki usznej, musimy uwzględnić kształt przewodu słuchowego. Ruch żuchwy wzbudza ruch ścianek przewodu słuchowego, który przenosi się na trzpień wkładki, a w konsekwencji na całą wkładkę. Powstające w ten sposób nieszczelności mogą generować dodatkowe rezonanse, a także prowadzić do wytworzenia akustycznego sprzężenia zwrotnego. Przyczyną akustycznych sprzężeń może być również nieodpowiednio dobrana wentylacja. Należy wówczas maksymalnie zmniejszyć wentylację (0,8 mm), pamiętając jednak o tym, że całkowita jej likwidacja prawdopodobnie spowoduje wystąpienie efektu okluzji. Wówczas impedancja błony bębenkowej nieznacznie różni się od impedancji części kostnej przewodu słuchowego, wzrasta ciśnienie powietrza w jego objętości resztkowej. Pacjent skarży się, że jego głos brzmi nienaturalnie, głośno i bardzo nisko. Wynika to z większego wzmocnienia niskich częstotliwości w zakresie od 125 do 500 Hz.

Odpowiednio dobrany kształt wkładki umożliwia uniknięcie niepożądanych efektów. Indywidualna wkładka uszna pozwala wpłynąć na charakterystykę częstotliwościową aparatu słuchowego. W zależności od zakresu częstotliwości inny sposób modyfikacji oddziałuje na krzywą przenoszenia (ryc. 20).



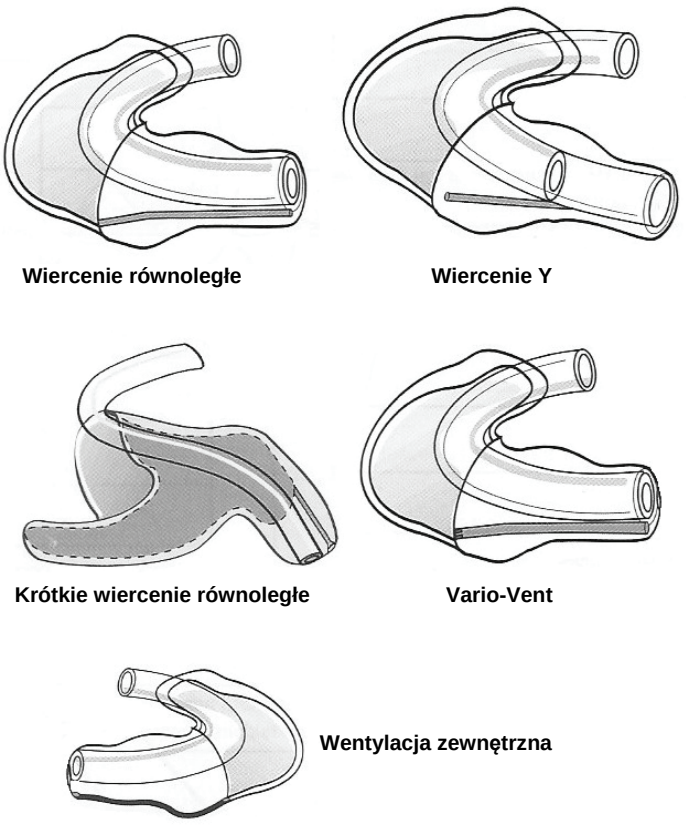
Ryc. 20. Wpływ modyfikacji wkładki usznej na charakterystykę częstotliwościową sygnałów akustycznych wzmacnianych przez aparat słuchowy w zakresie niskich, średnich i wysokich częstotliwości (Voogdt, 1998)

Tłumienie lub wzmocnienie sygnału dźwiękowego w zakresie poszczególnych częstotliwości można uzyskać poprzez:

1) zmianę długości trzpienia wkładki,
2) zmianę średnicy dźwiękowodu wkładki,
3) zmianę średnicy otworu dodatkowego we wkładce,
4) montaż we wkładce odpowiednich filtrów akustycznych.

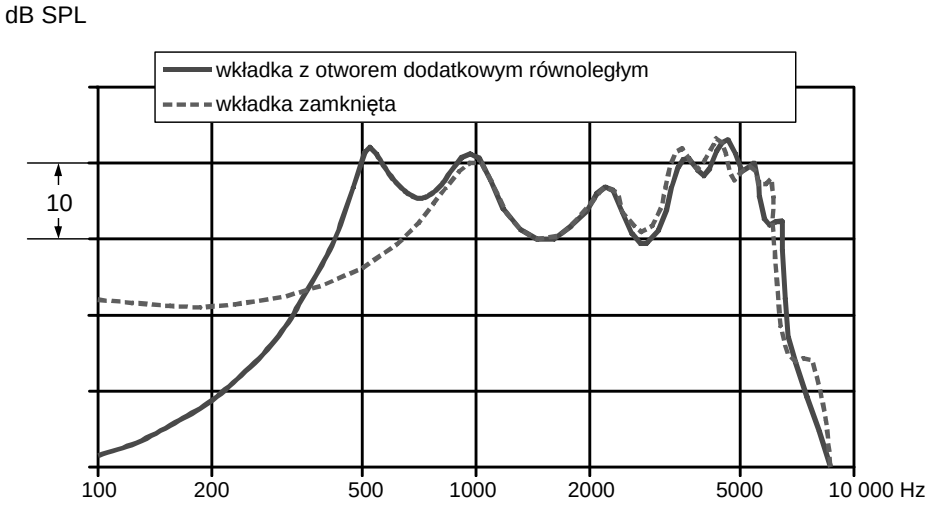
Koniecznym elementem w indywidualnej wkładce jest wiercenie dodatkowe, które spełnia rolę otworu wentylującego ucho, a jednocześnie wyrównuje ciśnienie między objętością resztkową przewodu słuchowego a otoczeniem. Mając na uwadze możliwość wystąpienia akustycznego sprzężenia zwrotnego lub efektu okluzji, dobierając wielkość otworu wentylacyjnego, należy kierować się stopniem ubytku słuchu i wymaganym wzmocnieniem aparatu słuchowego. Prawdopodobieństwo wystąpienia akustycznego sprzężenia zwrotnego wzrasta wraz ze wzmocnieniem aparatu słuchowego.

W zależności od kształtu i wielkości przewodu słuchowego można wykonać wiercenie dodatkowe: równolegle do dźwiękowodu, w kształcie Y (wiercenie wentylacyjne łączy się z dźwiękowodem w połowie długości trzpienia wkładki) lub wiercenie zewnętrzne (ryc. 21).



Ryc. 21. Rodzaje dodatkowych otworów wentylacyjnych stosowanych we wkładkach (Voogdt, 1998)

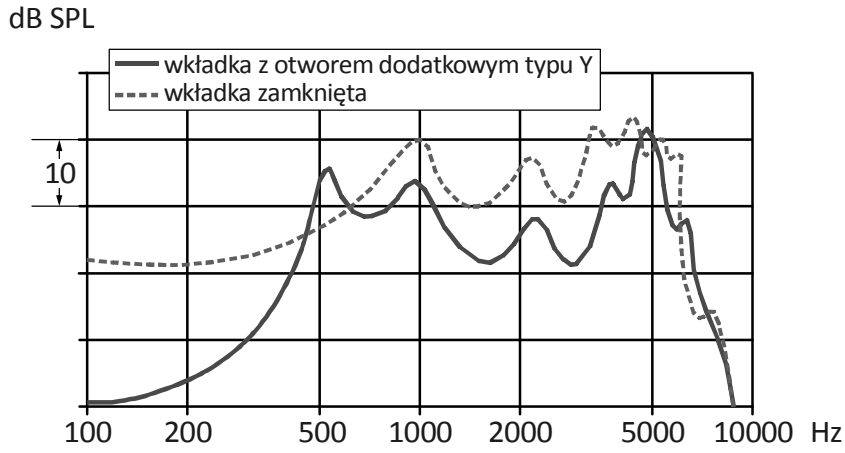
Poprzez zastosowanie otworów dodatkowych w indywidualnych wkładkach usznych można wpłynąć na charakterystykę przeniesienia aparatu słuchowego, szczególnie w zakresie niskich częstotliwości, w następujący sposób: im większa średnica otworu wentylacyjnego, tym większe tłumienie dźwięków w zakresie niskich częstotliwości (ryc. 22). Przy czym otwór o średnicy do 1 mm jest standardowym otworem wentylacyjnym, który nie wpływa znacząco na charakterystykę przeniesienia aparatu słuchowego, tylko wyrównuje ciśnienie między objętością resztkową przewodu słuchowego a otoczeniem. Wkładki z otworem o średnicy powyżej 2,5 mm określa się jako wkładki otwarte i wykorzystuje w dopasowaniu otwartym.



Ryc. 22. Wpływ wiercenia dodatkowego równoległego o średnicy 2,4 mm na pasmo przenoszenia aparatu słuchowego (Konopka, 1995)

Widoczny pik rezonansowy przy 500 Hz wynika z użycia sprzęgacza 2 cm^3 i nie występuje w rzeczywistości.

Jeśli kształt i wielkość trzpienia wkładki nie pozwalają na wykonanie wiercenia równoległego, można zastosować wiercenie Y, należy jednak pamiętać, że wiercenie tego typu obniża całe pasmo przenoszenia aparatu słuchowego o około 10 dB (ryc. 23).

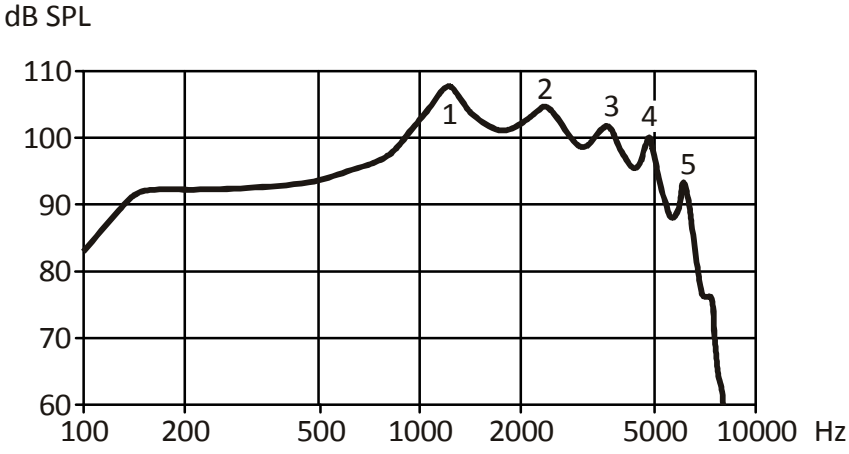


Ryc. 23. Wpływ wiercenia dodatkowego Y na pasmo przenoszenia aparatu słuchowego (Konopka, 1995)

Widoczny pik rezonansowy przy 500 Hz wynika z użycia sprzęgacza 2 cm^3 i nie występuje w rzeczywistości.

Wpływ filtrów akustycznych

Niezastąpione w tłumieniu pików rezonansowych (ryc. 24), które pojawiają się w charakterystyce przeniesienia aparatu słuchowego w trakcie jego dopasowania pacjentowi, są filtry akustyczne.

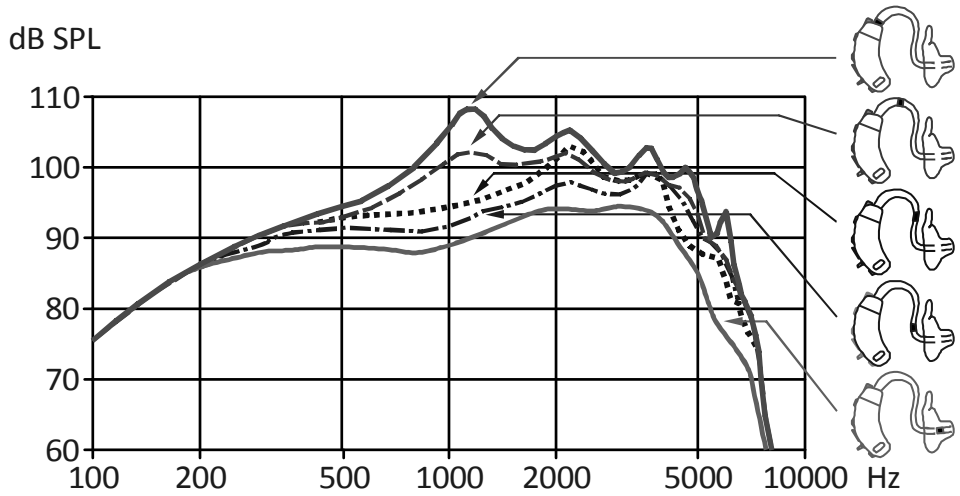


Ryc. 24. Charakterystyka częstotliwościowa aparatu słuchowego (Vonlanthen, 1995)

1 – pik rezonansowy dźwiękowodu, 2 – pik rezonansowy słuchawki, 3 – drugi pik rezonansowy dźwiękowodu, 4 – trzeci pik rezonansowy dźwiękowodu, 5 – drugi pik rezonansowy słuchawki.

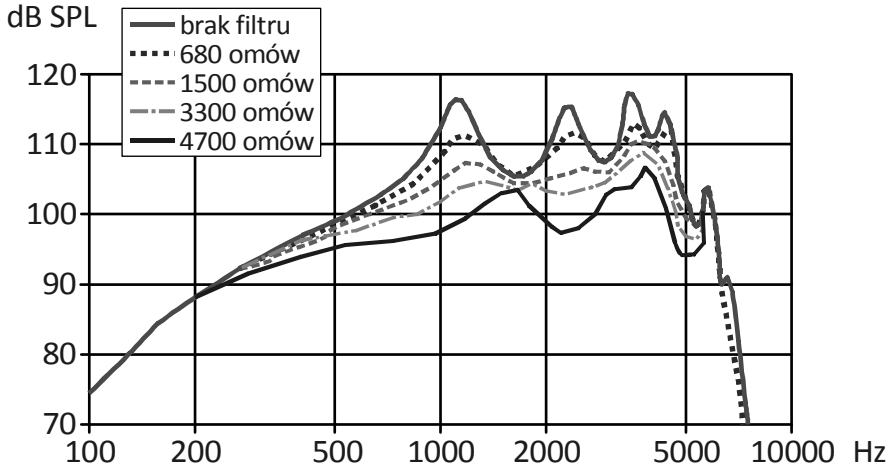
Wyjątkową trudność w procesie dopasowania aparatu słuchowego sprawia pojawienie się piku rezonansowego dźwiękowodu w okolicy 1100 Hz. Do zjawiska rezonansu nie dojdzie, jeśli prędkość akustyczna wzdłuż całej długości dźwiękowodu jest stała. Stosując filtry akustyczne, których oporność akustyczna jest zbliżona do impedancji akustycznej dźwiękowodu, zapobiegamy tworzeniu się piku rezonansowego. Jeżeli impedancja akustyczna filtru jest równa impedancji akustycznej dźwiękowodu, wówczas w charakterystyce częstotliwościowej aparatu słuchowego pik rezonansowy dźwiękowodu nie występuje (Voogdt, 1998).

Stosowane w otoplastyce filtry akustyczne to filtry mechaniczne, które nie wprowadzają zniekształceń nieliniowych. Najczęściej filtry mocowane są w rożkach aparatów słuchowych lub w dźwiękowodzie. Lokalizacja filtru akustycznego wyraźnie wpływa na charakterystykę częstotliwościową aparatu słuchowego (ryc. 25).



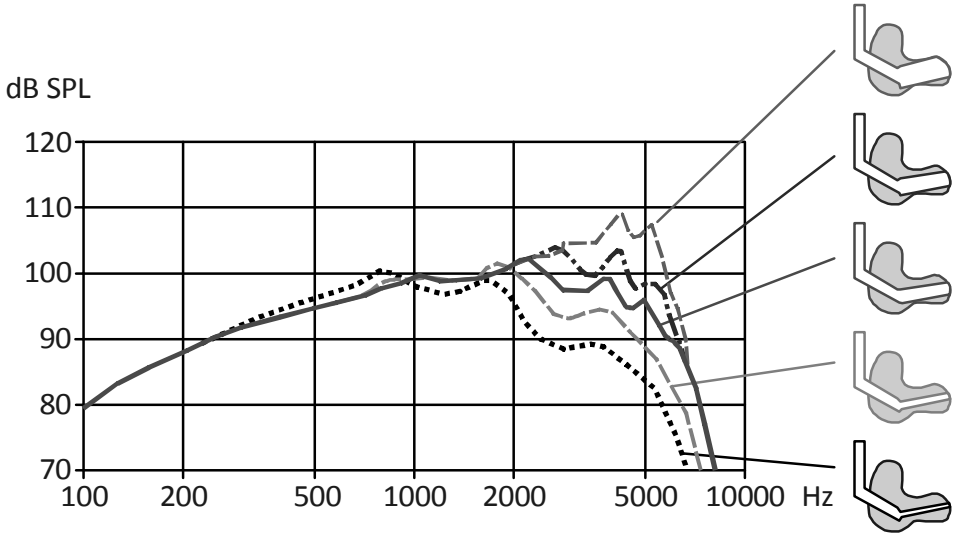
Ryc. 25. Wpływ miejsca zainstalowania filtru akustycznego na charakterystykę częstotliwościową aparatu słuchowego (Vonlanthen, 1995)

Przykładowy wpływ zamontowania filtrów o różnej impedancji akustycznej na charakterystykę częstotliwościową aparatu słuchowego przedstawiono na rycinie 26.



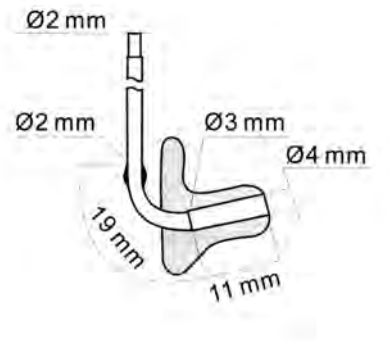
Ryc. 26. Wpływ na charakterystykę częstotliwościową aparatu słuchowego filtrów o różnej impedancji akustycznej

Kolejnym elementem indywidualnej wkładki usznej, który możemy oddziaływać na charakterystykę częstotliwościową aparatu słuchowego, jest średnica dźwiękowodu (ryc. 27).



Ryc. 27. Wpływ średnicy dźwiękowodu na charakterystykę częstotliwościową aparatu słuchowego (Vonlanthen, 1995)

Zwiększając średnicę dźwiękowodu, zwiększamy wzmocnienie dźwięków w zakresie wysokich częstotliwości. Porównywalna impedancja akustyczna dźwiękowodu i przewodu słuchowego ogranicza ich tłumienie. Montując we wkładce usznej rożek typu Bakke-Horn lub wężyk typu Libby-Horn, można zwiększyć średnicę dźwiękowodu do średnicy przewodu słuchowego. Stosując wężyk Libby-Horn, zwiększamy poziom natężenia dźwięku w zakresie wysokich częstotliwości nawet o 10 dB, jednocześnie likwidując pik rezonansowy dla częstotliwości 1100 Hz (Voogdt, 1995). W wężyku Libby-Horn na długości 19 mm można zmienić średnicę dźwiękowodu z 2 mm nawet do 5 mm (ryc. 28), co ma bezpośredni wpływ na zmianę charakterystyki przeniesienia.



Ryc. 28. Wężyk Libby-Horn (Konopka, 1995)

Wpływ na charakterystykę częstotliwościową aparatu słuchowego ma również długość trzpienia wkładki. Wydłużenie trzpienia wkładki powoduje tłumienie dźwięków w zakresie wysokich częstotliwości. Długość trzpienia wkładki wpływa również na możliwość powstawania akustycznego sprzężenia zwrotnego; im dłuższa wkładka, tym mniejsze prawdopodobieństwo wystąpienia takiego sprzężenia.

Na własności transmisyjne toru aparatu słuchowego wpływ ma także rodzaj tworzywa sztucznego, z którego wykonana jest wkładka. W produkcji wkładek usznych wykorzystuje się tworzywa od bardzo twardych do bardzo miękkich. Sztywne wkładki uszne przy dużych ubytkach słuchu oceniane są lepiej niż sprężyste. Związane jest to z wielkością tłumienia dźwięku. Wkładki wykonane z materiału sprężystego silnie tłumią dźwięk w zakresie wysokich częstotliwości, co zmniejsza transmisję dźwięku poprzez wkładkę na układ kostny.

3. METODA PNP WYKONYWANIA INDYWIDUALNEJ WKŁADKI USZNEJ

Proces wykonywania wkładki usznej tak zwaną metodą PNP (**p**ozytyw – **n**egatyw – **p**ozytyw) przebiega na trzech etapach (Voogdt, 1998):

1) pobrania wycisku ucha,
2) wykonania negatywu wycisku ucha,
3) wykonania odlewu wkładki.

Nazwa procesu PNP wskazuje zatem na kolejne czynności podczas wykonywania wkładki usznej. Z nawoskowanego wycisku ucha powstaje negatyw. Zostaje on wypełniony materiałem, z którego ma być zrobiona wkładka. Materiał ten podlega utwardzeniu w odpowiednim procesie technologicznym. Otrzymany z negatywu utwardzony odlew poddaje się mechanicznej obróbce, nadając mu ostateczny kształt i wygląd.

3.1. Wycisk ucha

Bardzo dokładnie pobrany wycisk ucha jest podstawowym warunkiem prawidłowego wykonania wkładki usznej (ryc. 29). W procesie pobierania wycisku wskazana jest współpraca pacjenta, należy mu objaśnić poszczególne jego etapy.

Wycisk ucha powinien zawierać pełne odwzorowanie wszystkich potrzebnych do wykonania wkładki części anatomicznych małżowiny usznej (ryc. 30). Są to (Voogdt, 1998):

– grobelka (łac. *anthelix*) stanowiąca zewnętrzną granicę jamy muszli (łac. *cavum conchae*),

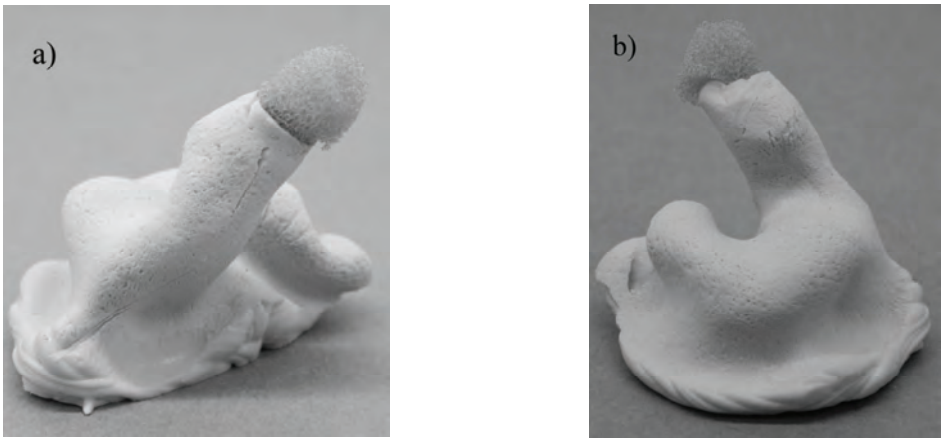
– łódka muszli (łac. *cavum cymba*) będąca strefą zakotwiczenia wkładki w małżowinie usznej,

– skrawek (łac. *tragus*), który wraz z częścią chrzęstną przewodu słuchowego odpowiada za szczelność wkładki w uchu, tak zwana strefa uszczelnienia,

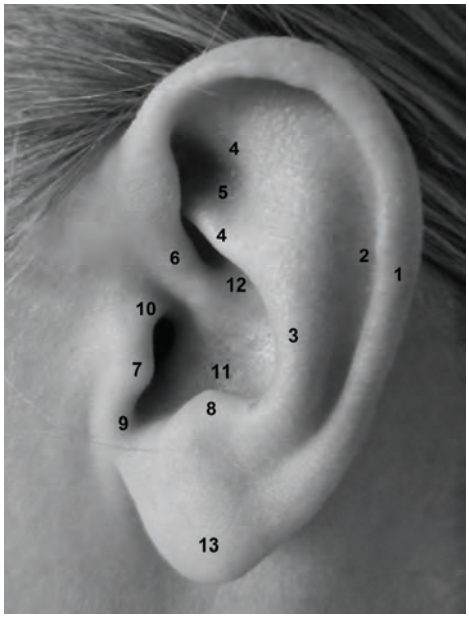
– odnoga obrąbka (łac. *crus helicis*), czyli miejsce małżowiny usznej najbardziej narażone na uciskanie przez wkładkę.

Najczęstszymi przeciwwskazaniami do pobrania wycisku są:

– nadmiar woskowiny w przewodzie słuchowym zewnętrznym,
– skaleczenia przewodu słuchowego zewnętrznego,
– stan zapalny.



Ryc. 29. Poprawnie pobrany wycisk ucha: w pełni odwzorowany skrawek i przewód słuchowy zewnętrzny (wskazuje na to tampon przyklejony do masy) (a) oraz w pełni odwzorowany przeciwskrawek, jama muszli i łódka muszli (b)



Ryc. 30. Małżowina uszna

1 – obrąbek (łac. *helix*), 2 – czółenko (łac. *scapha*), 3 – grobelka (łac. *antkelix*), 4 – odnoga grobelki (łac. *crus anthelicis*), 5 – dół trójkątny (łac. *fossa triangularis*), 6 – odnoga obrąbka (łac. *crus helicis*), 7 – skrawek (łac. *tragus*), 8 – przeciwskrawek (łac. *antitragus*), 9 – wcięcie międzyskrawkowe (łac. *incisura intertragica*), 10 – wcięcie przednie (łac. *incisura anterior*), 11 – jama muszli (łac. *cavum conchae*), 12 – łódka muszli (łac. *cymba conchae*), 13 – płatek małżowiny usznej (łac. *lobulus auriculae*).

W przypadku pojawienia się przeciwwskazań do pobrania wycisku pacjenta należy odesłać do lekarza laryngologa. Szczególną ostrożność trzeba zachować przy pobieraniu wycisku z ucha pooperacyjnego i w przypadku perforacji błony bębenkowej. Stan przewodu słuchowego i błony bębenkowej określa się za pomocą otoskopu lub videootoskopu. Podstawowe zasady otoskopii można przedstawić w kilku punktach (Hassman-Poznańska, 2007):

1) średnica wziernika otoskopu powinna odpowiadać średnicy przewodu słuchowego zewnętrznego;

2) otoskop należy trzymać za rękojeść między kciukiem i palcem wskazującym (ryc. 31a) lub za rękojeść całą dłonią, podobnie jak młotek (ryc. 31b);

3) w przypadku niespokojnego dziecka ręka trzymająca otoskop powinna być oparta na głowie (zabezpieczenie przed zranieniem przewodu słuchowego zewnętrznego wziernikiem przy gwałtownym ruchu głową);

4) przy otoskopii ucha prawego otoskop powinien być trzymany w prawej ręce, przy otoskopii ucha lewego w lewej ręce;

5) przewód słuchowy zewnętrzny należy wyprostować, odciągając małżowinę uszną do góry oraz do tyłu u dorosłych i starszych dzieci (powyżej 2. roku życia), natomiast u małych dzieci (poniżej 2. roku życia) do dołu oraz do tyłu i nieco na zewnątrz;

6) wziernik nie powinien przejść do części kostnej przewodu słuchowego.



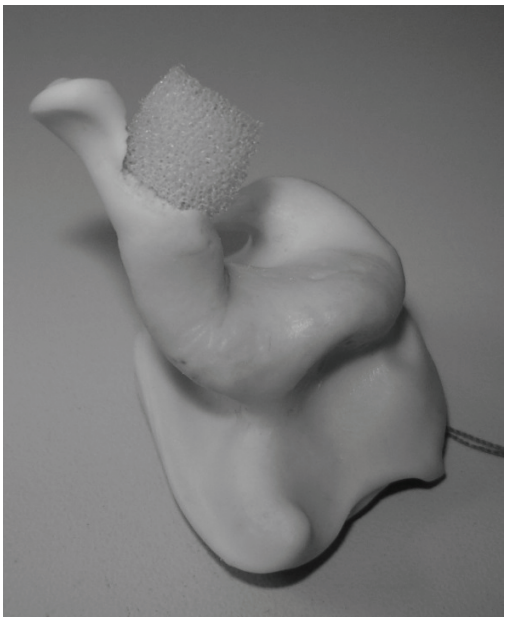
Ryc. 31. Otoskopia ucha prawego (a), videootoskopia ucha prawego (b)



Ryc. 32. Zestaw wyciskowy: otoskop, sztabka świetlna, strzykawka wyciskowa, podkładka i szpatułka do mieszania masy

Pierwszy etap procesu pobierania wycisku ucha stanowi uszczelnienie przewodu słuchowego zewnętrznego tamponem tak, aby odizolować błonę bębenkową od masy wyciskowej. Tampon, za pomocą sztabki świetlnej (ryc. 32) należy umieścić w przewodzie słuchowym za drugim zakrętem. W przypadku wycisków przeznaczonych do wykonania aparatu CIC tampon trzeba umieścić 5 mm za drugim zakrętem (Dillon, 2001). Ważne jest, aby rozmiar tamponu odpowiadał wielkości przewodu słuchowego. Jeśli tampon będzie zbyt mały, masa wyciskowa może przedostać się do błony bębenkowej (ryc. 33), jeśli zbyt duży – mogą pojawić się problemy z odpowiednio głębokim umieszczeniem tamponu w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Szczelność tamponu należy sprawdzić otoskopem. Prawidłowo umieszczony tampon powinien całkowicie zakrywać światło przewodu słuchowego. Nitka tamponu powinna wychodzić z ucha przez wcięcie międzyskrawkowe (łac. *incisura intertragica*). Ułatwia to późniejsze nawoskowanie powstałego na powierzchni wycisku, śladu po nitce tamponu (Voogdt, 1998).

Drugi etap to wypełnienie ucha masą wyciskową za pomocą strzykawki wyciskowej lub pistoletu wyciskowego. Masami wyciskowymi stosowanymi w otoplastyce są silikony (addycyjne i kondensacyjne) o twardości od 25 do 40 ShA (skala twardości Shore'a). Masy wyciskowe najlepiej mieszać szpatułką lub nożykiem na szklanej albo plastikowej podkładce.



Ryc. 33. Niedokładne uszczelnienie przewodu słuchowego tamponem

Masa wyciskowa przepłynęła pod tamponem w kierunku błony bębenkowej.

Zanim protetyk słuchu przystąpi do wypełniania ucha masą, powinien najpierw spiąć włosy pacjenta w okolicy małżowiny usznej, aby nie dostały się do masy. Jeżeli na skrawku (łac. *tragus*) znajdują się gęste włoski, należy je usunąć, by uniknąć ryzyka zdeformowania wycisku (Dillon, 2001). Wypełnienie ucha masą wyciskową powinno przebiegać w następujący sposób:

1) koniec strzykawki (końcówkę pistoletu wyciskowego) umieszczamy w zewnętrznym przewodzie słuchowym (tak, aby nie zamknąć całkowicie przewodu słuchowego) i wyciskamy masę;

2) kiedy masa wyciskowa zaczyna wypływać z przewodu słuchowego, wycofujemy koniec strzykawki z przewodu słuchowego i wypełniamy jamę muszli (łac. *cavum conchae*);

3) przesuwając koniec strzykawki w górę wzdłuż tylnej ściany jamy muszli, wypełniamy łódkę muszli (łac. *cymba conchae*);

4) po wypełnieniu łódki muszli koniec strzykawki kierujemy w dół ku skrawkowi (łac. *tragus*);

5) kończymy wyciskać masę, kiedy muszla małżowiny usznej (łac. *concha auriculae*) jest całkowicie wypełniona (a nawet przepełniona) masą.

W trakcie pobierania wycisku ucha strzykawka wyciskowa powinna znajdować się w ciągłym ruchu, natomiast koniec strzykawki powinien być zanurzony w masie. Masę wyciskamy ze stałym ciśnieniem.

Po stwardnieniu masy wycisk zostaje wyjęty z ucha. Przedtem jednak ucho należy odpowietrzyć, pociągając delikatnie małżowinę uszną w dół i do góry. W tym czasie pacjent powinien kilka razy otworzyć i zamknąć usta (Dillon, 2001). Wycisk podważamy od strony obrąbka (łac. *helix*), a następnie, delikatnie przekręcając, wyciągamy z ucha. Po wyjęciu wycisku ponownie należy wykonać otoskopię.

3.2. Negatyw wycisku ucha

Obróbka mechaniczna wycisku polega na przycięciu go tak, aby pozostały tylko te elementy, które są niezbędne do wykonania wkładki. Tak przygotowany wycisk poddaje się woskowaniu, które polega na całościowym zanurzeniu wycisku w ciekłym wosku (ryc. 34). Cienka warstwa wosku wygładza powierzchnię wycisku oraz stanowi izolację między materiałem, z którego wykonany jest wycisk a materiałem, z którego wykonany zostanie negatyw.



Ryc. 34. Woskowanie wycisku ucha

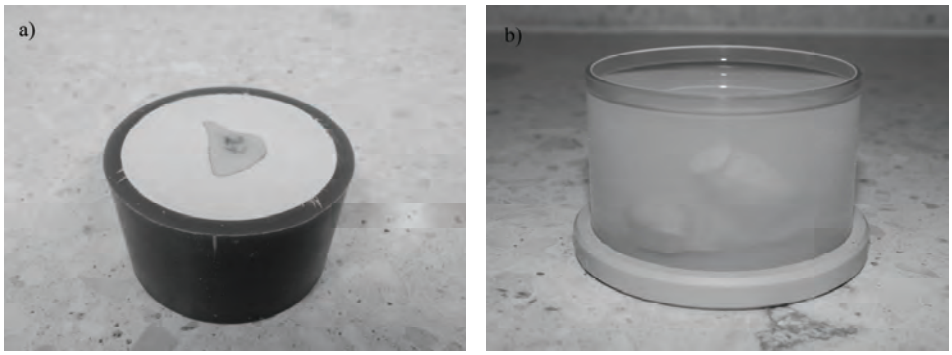
Jako materiał negatywowy wykorzystuje się:

1) gips dentystyczny – negatyw twardy, odporny na odkształcenia i uszkodzenia, wymaga zastosowania środka izolacyjnego przed wypełnieniem materiałem, z którego ma być wykonana wkładka,

2) silikon addycyjny – negatyw miękki, elastyczny, odporny na uszkodzenia mechaniczne,

3) żel (agar) – materiał, który można wykorzystać wielokrotnie, negatyw wrażliwy na uszkodzenia mechaniczne.

W otoplastyce stosowane są dwie metody wykonywania negatywów: metoda zanurzeniowa i metoda zalewowa (Voogdt, 1998). W metodzie zalewowej nawoskowany wycisk zostaje przytwierdzony płaską powierzchnią zewnętrzną do dna kuwety, którą wypełnia się materiałem negatywowym (ryc. 35b). W metodzie zanurzeniowej nawoskowany wycisk zostaje zanurzony w płynnym materiale negatywowym (ryc. 35a). Metodę zalewową można stosować w przypadku wszystkich trzech materiałów negatywowych, metodę zanurzeniową zaś tylko w przypadku gipsu.



Ryc. 35. Negatyw gipsowy wykonany metodą zanurzeniową (a) oraz negatyw silikonowy wykonany metodą zalewową (b)

3.3. Odlew wkładki usznej

Indywidualne wkładki uszne wykonuje się z następujących materiałów:

1) polimetakrylanu metylu,

2) żywic akrylowych (utwardzanych promieniowaniem UV),

3) silikonów addycyjnych.

Wkładki z polimetakrylanu metylu polimeryzującego na zimno. Materiał, z którego wykonuje się wkładki, utwardzany jest w procesie polimeryzacji ciśnieniowej w polimeryzatorze ciśnieniowym (gar ciśnieniowy) (ryc. 36). Stosowany negatyw: silikonowy, żelowy lub gipsowy. Wkładki: twarde.

Wkładki z polimetakrylanu metylu polimeryzującego na gorąco (metoda membranowa). Proces utwardzania materiału przebiega w kuwecie ciśnieniowej. Stosowany negatyw: gipsowy. Wkładki: twarde i miękkie.

Wkładki z żywicy akrylowej. Materiał, z którego wykonuje się wkładki, utwardzany jest w procesie fotopolimeryzacji (polimeryzacja pod wpływem promieniowania ultrafioletowego). Stosowany negatyw (tylko przezroczysty): silikonowy lub żelowy. Wkładki: twarde i miękkie.



Ryc. 36. Polimeryzator ciśnieniowy (gar ciśnieniowy)

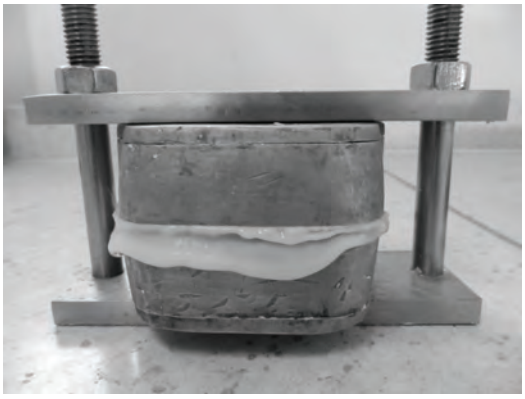
Wkładki miękkie z silikonów addycyjnych. Silikony addycyjne, z których wykonuje się wkładki, są materiałami o różnym stopniu twardości (od 25 do 70 ShA), sieciującymi w temperaturze pokojowej. Podczas wykonywania wkładek silikonowych kształt wkładki należy nadać już wyciskowi ucha (ryc. 37). Z tak przygotowanego wycisku ucha zostaje wykonany dwuczęściowy negatyw gipsowy (ryc. 38). Po wypełnieniu negatywu silikonem kuwetę do wkładek miękkich należy złożyć i umieścić pod prasą (ryc. 39).



Ryc. 37. Wycisk ucha po obróbce mechanicznej i wkładka silikonowa wyjęta z negatywu (przed obróbką mechaniczną)



Ryc. 38. Dwuczęściowy negatyw gipsowy

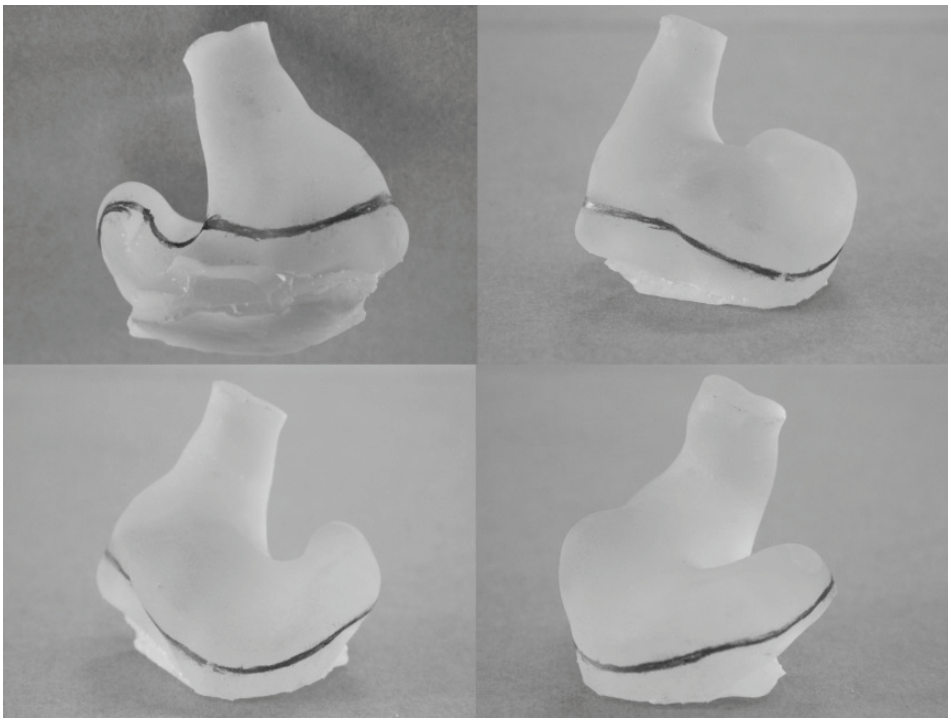


Ryc. 39. Złożona kuweta do wkładek miękkich (nadmiar silikonu wypływa z kuwety)

3.4. Obróbka mechaniczna wkładki

O kształcie wkładki decyduje przede wszystkim budowa anatomiczna ucha zewnętrznego oraz wymagania akustyczne wynikające z ubytku słuchu. Wkładka musi lekko wchodzić i wychodzić z ucha. Jej kształt powinien być dopasowany do kształtu małżowiny usznej. Powierzchnia wkładki powinna być gładka, a wszystkie krawędzie zaokrąglone.

Obróbkę mechaniczną odlewu wkładki rozpoczynamy od zebrania na kamieniu szlifierskim nadmiaru materiału aż do osiągnięcia tak zwanej linii ucha (ryc. 40). Następnie, za pomocą mikrosilnika i mniejszych frezów, nadajemy wkładce wymagany kształt i przycinamy trzpień wkładki (długość trzpienia zależy od głębokości ubytku słuchu). Na zakończenie papierem



Ryc. 40. Odlew wkładki z wykreśloną linią ucha

ściernym wygładzamy powierzchnię wkładki i zaokrąglamy wszystkie ostre krawędzie.

Ostatni etap obróbki mechanicznej wkładki to nawiercenie otworu dźwiękowodu i otworu wentylacyjnego. Otwory we wkładce nawierca się dwustopniowo. Otwór dźwiękowodu zaczynamy nawiercać od strony zewnętrznej wkładki (w pobliżu wcięcia przedniego) aż do pierwszego zakrętu w trzpieniu wkładki. Następnie nawiercamy drugi otwór od strony wewnętrznej wkładki w kierunku pierwszego. Oba otwory powinny się połączyć na wysokości pierwszego zakrętu trzpienia wkładki. W podobny sposób wykonuje się otwór wentylacyjny. Należy jednak pamiętać o tym, aby otwór wentylacyjny nawiercać w pobliżu wcięcia międzyskrawkowego (ograniczenie ryzyka wystąpienia sprzężenia akustycznego zwrotnego) (Voogdt, 1998).

Po zakończeniu obróbki mechanicznej wkładkę trzeba wypolerować lub polakierować. Wkładki z polimetakrylanu metylu najczęściej się poleruje. Powierzchnię wkładki pokrywa się cienką warstwą pasty polerskiej i ściera

szczotką polerską. Wkładki z żywicy akrylowej (utwardzanej promieniowaniem UV) należy polakierować. Wykorzystuje się do tego lakiery, które utwardzają się pod wpływem promieniowania ultrafioletowego. Powierzchnię wkładki pokrywa się cienką warstwą lakieru, nakładając lakier pędzelkiem lub zanurzając wkładki w naczyniu z lakierem. Wkładki z silikonów addycyjnych lakieruje się lakierami silikonowymi, które po odparowaniu rozpuszczalnika na powierzchni wkładki tworzą cienką, elastyczną powłokę.

4. NOWOCZESNE TECHNOLOGIE SZYBKIEGO PROTOTYPOWANIA

W produkcji wkładek usznych i obudów aparatów wewnątrzusznych wykorzystuje się również technologie szybkiego prototypowania, które pozwalają pominąć negatyw i w znaczny sposób ograniczają obróbkę mechaniczną. Największą popularność zyskała stereolitografia (SLA). Metoda ta polega na utwardzaniu żywicy akrylowej wiązką światła ultrafioletowego generowanego przez laser małej mocy.

Pierwszy etap wykonania wkładki lub obudowy w technice szybkiego prototypowania stanowi skanowanie wycisku ucha za pomocą trójwymiarowego skanera. Następnie, z wykorzystaniem programu komputerowego opartego na standardowych narzędziach edycyjnych systemu CAD (*Computer Aided Design*) i CAM (*Computer Aided Manufacturing*), można wygenerować trójwymiarowy model wycisku i przystąpić do projektowania wkładki usznej lub obudowy aparatu wewnątrzusznego. Dostępne na rynku programy komputerowe pozwalają w kilku krokach stworzyć wirtualny model wkładki:

1. Przycięcie podstawy wycisku i korekta powierzchni wycisku (ryc. 41). Powierzchnia wycisku ucha jest w mniejszym lub większym stopniu porowata w zależności od materiału silikonowego, z którego wycisk został wykonany. Dodatkowo mogą pojawiać się braki i pęknięcia spowodowane włoskami na skrawku czy woskowiną zalegającą w przewodzie słuchowym. W tradycyjnej metodzie uzupełnienie „braków" następuje poprzez naniesienie masy korekcyjnej, natomiast wygładzenie powierzchni wycisku poprzez całościowe nawoskowanie. Program komputerowy z dużo większą precyzją pozwala uzupełnić ubytki na powierzchni wycisku oraz dodatkowo zwiększyć jego objętość poprzez tak zwane wirtualne nawoskowanie (Klare, 2005).



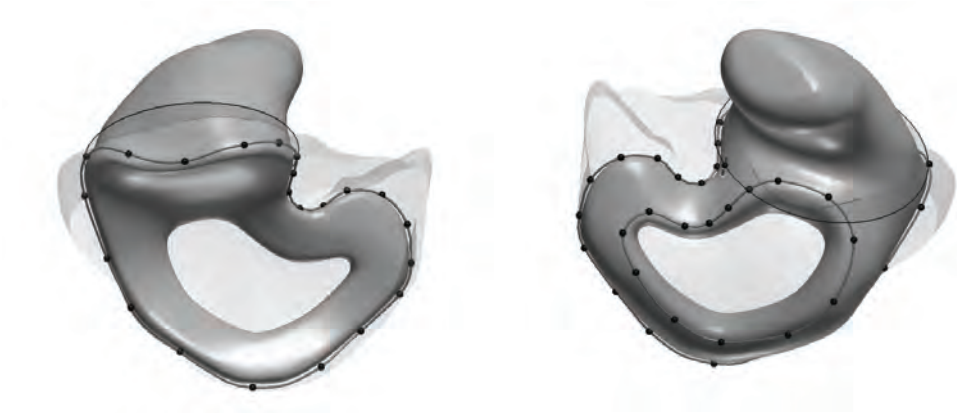
Ryc. 41. Przycięcie podstawy wycisku (fot. Audio SAT Sp. z o.o.)

2. Modelowanie trzpienia wkładki (ryc. 42). W zależności od typu wkładki zostaje określony kształt jej trzpienia oraz jego długość.



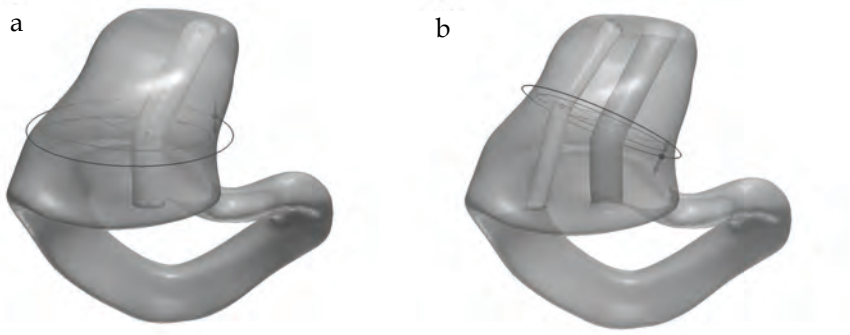
Ryc. 42. Modelowanie trzpienia wkładki (fot. Audio SAT Sp. z o.o.)

3. Wybór kształtu wkładki. Kształt wkładki zależy od głębokości ubytku słuchu oraz od kształtu małżowiny usznej. W programie zdefiniowane są różne kształty wkładek, począwszy od wkładki pełnej poprzez wkładkę typu pierścień (ryc. 43), pazur aż do korka.



Ryc. 43. Kształtowanie wkładki (fot. Audio SAT Sp. z o.o.)

4. Dźwiękowód i otwór wentylacyjny. Pozycję dźwiękowodu (ryc. 44a), jak również otworu dodatkowego (wentylacyjnego) (ryc. 44b), określa się poprzez zaznaczenie jego wlotu i wylotu (Klare, 2005). Ponieważ trójwymiarowy model jest przezroczysty, przebieg wierceń jest widoczny i można go odpowiednio korygować.



Ryc. 44. Projektowanie kształtu i przebiegu: dźwiękowodu wkładki (a), otworu wentylacyjnego (b) (fot. Audio SAT Sp. z o.o.)

Dane z parametrami modelu wkładki zostają przesłane do komputera sterującego urządzeniem SLA (ryc. 45). W tym momencie można przystąpić do przygotowania procesu stereolitograficznego poprzez weryfikację modelu geometrycznego pod względem poprawności danych, określenie parametrów platformy roboczej i edycję podpór modelu.



Ryc. 45. Urządzenie SLA (fot. Audio SAT Sp. z o.o.)

Po wykonaniu wszystkich warstw składających się na wkładkę (ryc. 46) model wyjmuje się z komory roboczej i poddaje obróbce wykończeniowej polegającej na oczyszczeniu i naświetlaniu wkładki promieniami ultrafioletowymi. Obróbka mechaniczna wkładki zostaje ograniczona do usunięcia struktur podpierających, wyrównania oraz polakierowania powierzchni wkładki.



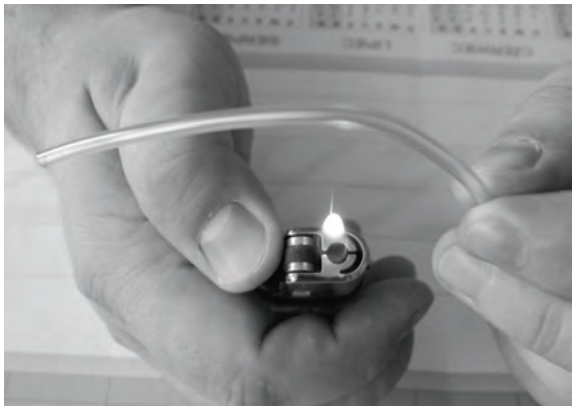
Ryc. 46. Wkładka wyjęta z urządzenia SLA

5. PRACA PROTETYKA Z WKŁADKĄ

Wymiana wężyka dźwiękowodu jest jedną z najczęściej wykonywanych przez protetyka słuchu w punkcie protetycznym czynności związanych z wkładką uszną. Poniżej, w kilku punktach, przedstawiono krótką instrukcję wymiany wężyka dźwiękowodu.

1. Usuń stary wężyk i oczyść frezem otwór dźwiękowodu z resztek kleju.

2. W przypadku braku fabrycznie profilowanych wężyków wężyk można wyprofilować, ogrzewając go płomieniem, na przykład zapalniczki (ryc. 47). Należy przy tym uważać, aby go nie nadtopić czy przepalić.



Ryc. 47. Profilowanie wężyka

3. Przytnij końcówkę wężyka ukośnie, a następnie przeciągnij go przez otwór dźwiękowodu (ryc. 48).



Ryc. 48. Przeciągnięcie wężyka przez otwór dźwiękowodu

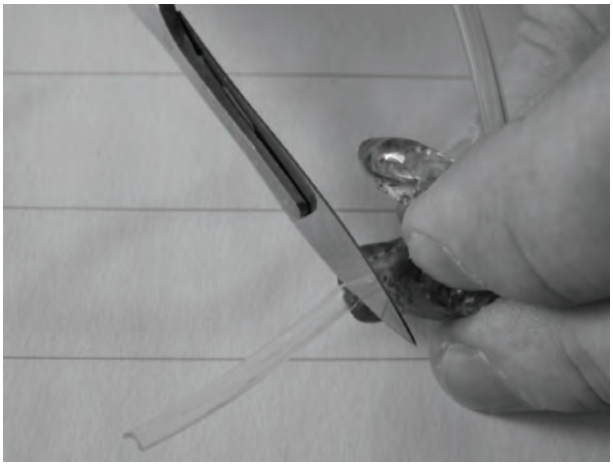
4. Wklej wężyk. W tym celu należy zgiąć wystający koniec wężyka, a w powstałą szczelinę wprowadzić klej (ryc. 49). Wężyk wklejamy tylko od strony trzpienia wkładki.



Ryc. 49. Wklejenie wężyka

5. Rozprowadź klej po całym obwodzie wężyka. W ten sposób zostaną zlikwidowane szczeliny, w które mogłaby wniknąć woskowina (Dillon, 2001).

6. Przytnij wystającą końcówkę wężyka równo z trzpieniem wkładki (ryc. 50).



Ryc. 50. Przycięcie wężyka

W punkcie protetycznym oprócz wymiany wężyka można wykonać również następujące modyfikacje wkładki:

1. Powiększyć średnicę otworu wentylacyjnego. W tym celu istniejący otwór wentylacyjny rozwiercamy wiertłem o większej średnicy.

2. Skrócić trzpień wkładki, aby ułatwić pacjentowi wkładanie i wyciąganie wkładki z ucha. Trzpień wkładki skracamy frezem do żądanej długości, a następnie zaokrąglamy. Frezowane powierzchnie wygładzamy papierem ściernym. Na koniec wkładkę, w zależności od rodzaju materiału, z jakiego jest wykonana, polerujemy lub lakierujemy.

3. Usunąć nadmiar materiału z wkładki, który uciska ucho pacjenta. Bardzo dokładnie określamy punkt ucisku, a następnie frezem lub papierem ściernym delikatnie zbieramy nadmiar materiału w tym miejscu. Na koniec wkładkę polerujemy lub lakierujemy.

4. Skrócić łódkę wkładki (strefa zakotwiczenia wkładki). Łódkę wkładki skracamy i zaokrąglamy frezem, wygładzamy papierem ściernym. Na koniec wkładkę polerujemy lub lakierujemy.

Bibliografia

Dillon H., 2001, *Hearing Aids*, Thieme, Stuttgart.

Hassman-Poznańska E., 2007, *ABC zabiegów diagnostycznych i leczniczych w pediatrii. Odcinek 29: Technika badania otoskopowego i zasady interpretacji wyników*, Medycyna Praktyczna – Pediatria, 6(54), s. 105–120.

Klare M., Altman R., 2005, *Rapid Manufacturing in der Hörgeräteindustrie – Scannen und Modellieren*, Audio Infos, No. 48, s. 26–30.

Konopka A., 1995, *Indywidualna wkładka uszna – istotny element doboru aparatu słuchowego*, Otoskop, 2, s. 15–20.

Vonlanthen A., 1995, *Hearing instrument technology for the hearing healthcare professional*, Median-Verlag, Lübeck.

Voogdt U., 1998, *Otoplastik*, Median-Verlag, Lübeck.

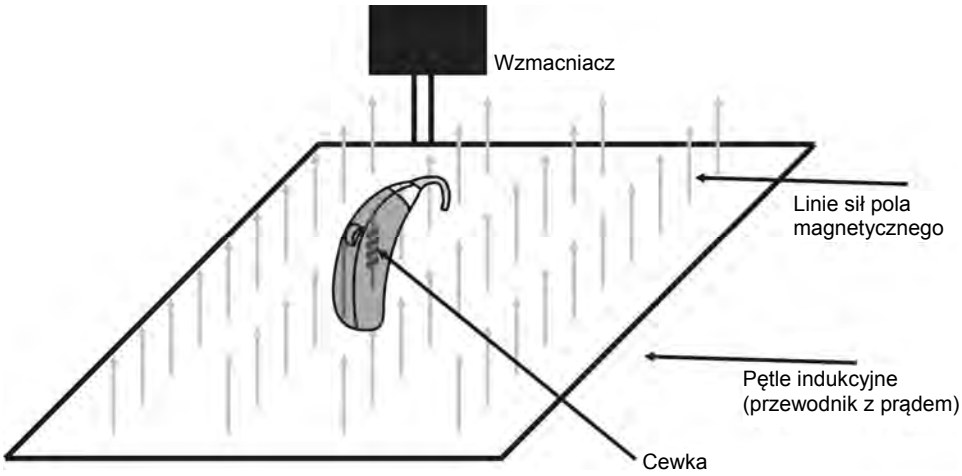
ROMAN GOŁĘBIEWSKI, MICHAŁ GAŁUSZKA

WYPOSAŻENIE DODATKOWE WSPÓŁPRACUJĄCE Z APARATAMI SŁUCHOWYMI

1. PĘTLE INDUKCYJNE

Pętla indukcyjna to najstarsze urządzenie, które pozwala przekazywać sygnał do aparatu słuchowego drogą inną niż akustyczna. Współpracuje ono z aparatami słuchowymi poprzez oddziaływanie magnetyczne. Aparat słuchowy współdziałający z pętlą indukcyjną powinien być wyposażony w cewkę indukcyjną, która pozwoli na odbiór sygnału emitowanego z pętli indukcyjnej.

Budowa samej pętli jest stosunkowo prosta. Urządzenie to składa się ze wzmacniacza, do którego możliwe jest podłączenie takich urządzeń wejściowych, jak mikrofon, odtwarzacz muzyki czy telewizor. Do wzmacniacza podłączony jest odpowiednio dobrany przewód tworzący pętlę, wewnątrz której wytwarzane jest pole magnetyczne. Zmiany sygnału na wejściu wzmacniacza przekazywane są do pętli zamontowanej na przykład wokół sali konferencyjnej. Pole magnetyczne indukowane wewnątrz niej również się zmienia. Zmienne pole magnetyczne odbierane wewnątrz cewki indukcyjnej, zamontowanej w aparacie, powoduje zmienny przepływ prądu, który jest emitowany do ucha pacjenta poprzez słuchawkę aparatu słuchowego. Poniżej przedstawiono schemat pętli indukcyjnej wraz z umieszczonym wewnątrz niej aparatem słuchowym wyposażonym w cewkę indukcyjną (ryc. 1).



Ryc. 1. Schemat pętli indukcyjnej

Głównym zadaniem omawianego urządzenia jest poprawienie stosunku sygnału do szumu w pomieszczeniach, w których korzystanie z aparatu słuchowego jest utrudnione. Są to wszelkie pomieszczenia o dużej objętości (kościoły, sale konferencyjne i widowiskowe), w których warunki pogłosowe utrudniają pracę aparatu słuchowego. Pomieszczenia wyposażone w tego typu urządzenia są najczęściej oznaczone znakiem przedstawionym na rycinie 2.



Ryc. 2. Symbol pomieszczeń z pętlą indukcyjną

Omawiane urządzenie jest bardzo proste do zastosowania i uruchomienia przez pacjenta. Jedyne, co pacjent musi zrobić, to przełączyć swój aparat w tryb odbioru przez cewkę – najczęściej jest to pozycja T w aparacie słuchowym.

Pętle indukcyjne to nie tylko urządzenia montowane w ścianach pomieszczenia. Na rynku dostępne są przenośne urządzenia w formie poduszki czy naszyjnika, które drogą magnetyczną mogą przekazywać sygnał do aparatu słuchowego wyposażonego w cewkę. Tego typu rozwiązania pozwalają osobom niedosłyszącym korzystać na przykład z odbiornika telewizyjnego w sposób nieuciążliwy, to znaczy zbyt głośny dla pozostałych domowników. Do telewizora podłącza się poduszkę, z pętlą indukcyjną wewnątrz, na której siada osoba korzystająca z aparatu słuchowego (ryc. 3). Sygnał dociera do pacjenta drogą magnetyczną podobnie jak w przypadku pętli montowanej w pomieszczeniu.



Ryc. 3. Przenośna pętla indukcyjna w poduszce

Sygnał z pętli indukcyjnej w większości przypadków poprawia komfort słyszenia przez aparat słuchowy. Urządzenia te jednak są dość podatne na zakłócenia elektromagnetyczne, które w dobie telefonii komórkowej i urządzeń bezprzewodowych są co raz bardziej znaczące. Również, ze względu na nierównomierny rozkład pola magnetycznego, sygnał odbierany przez

aparat słuchowy może różnić się jakością w zależności od położenia wewnątrz pomieszczenia. Samo położenie aparatu słuchowego względem linii sił pola magnetycznego także wpływa na jakość sygnału. Najlepszą jakość sygnału uzyskuje się, gdy kierunek linii sił pola jest zgodny z osią cewki indukcyjnej w aparacie słuchowym. Niedogodności te powodują, że tego typu systemy są co raz częściej wypierane przez inne urządzenia bezprzewodowe, których działanie jest oparte na transmisji FM czy Bluetooth.

2. SYSTEMY FM

Systemy FM (*frequency modulation*), podobnie jak pętle indukcyjne, mają za zadanie przenieść sygnał akustyczny od nadawcy do odbiorcy bez żadnych zakłóceń – z pominięciem negatywnego wpływu środowiska akustycznego (np. pogłosu). Jak podkreślano, jednym z podstawowych problemów związanych z użytkowaniem aparatów słuchowych jest zrozumienie mowy na tle hałasu. Problem ten jest bardzo złożony i zależy od wielu czynników, między innymi od wielkości niedosłuchu oraz rodzaju hałasu. Im większy ubytek słuchu oraz im większy poziom hałasu, tym większy problem ze zrozumiałością mowy. W takich sytuacjach, to jest gdy wielkość stosunku sygnału do szumu (wielkość SNR) jest ujemna, a niedosłuch głęboki, w celu przywrócenia dobrej zrozumiałości mowy należy znaleźć bardzo efektywny sposób redukcji hałasu – co jest równoznaczne z poprawą wartości wielkości SNR.

W celu redukcji negatywnego wpływu hałasu na zrozumiałość mowy w aparatach słuchowych stosuje się różne metody dopasowania. Do najprostszych metod poprawiających wielkość SNR należą: odpowiednie filtrowanie sygnału, stosowanie binauralnego dopasowania, odpowiednie ustawienie układów kompresji (współczynnika, progu zadziałania oraz stałych czasowych) oraz systemy kierunkowe. Do bardziej zaawansowanych metod redukcji hałasu zaliczane są między innymi układy, które wykorzystują widmo modulacyjne do identyfikacji i redukcji hałasu czy tak zwany filtr Wienera. Wymienione sposoby i układy tłumienia hałasu charakteryzują się ograniczoną efektywnością. Metody te pozwalają na poprawę wielkości SNR nie więcej niż do kilku decybeli. Przy dużych ubytkach słuchu i/lub dla dużych poziomów hałasu (mała wartość SNR) układy te niestety okazują się niewystarczające, by skutecznie zwiększyć zrozumiałość mowy.

Do najtrudniejszych środowisk akustycznych należą sytuacje, gdy sygnał mowy oraz sygnał zakłócający (hałas) charakteryzują się zbliżonym kształtem widma. Do takich środowisk akustycznych należą: środowiska

pogłosowe (np. kościół) oraz rozmowy w grupie (klasy szkolne, w których dzieci mogą mieć problemy ze zrozumieniem nauczyciela). W takich sytuacjach zastosowanie metod redukcji hałasu, dostępnych obecnie w aparatach słuchowych, może okazać się niewystarczające. Z tego powodu stosuje się pętle indukcyjne oraz systemy FM (*frequency modulation*). Potrzeba zapewnienia możliwie najbardziej naturalnego, niezakłóconego dźwięku sygnału mowy dotyczy przede wszystkim małych dzieci w okresie nabywania przez nie umiejętności mówienia, dzieci w szkołach (potrzeba dobrego kontaktu słuchowego z opiekunem/nauczycielem). Dzięki zastosowaniu systemów FM dzieci mogą słyszeć dźwięk o wysokiej jakości nawet z kilku czy kilkunastu metrów, a poprawa wielkości stosunku sygnału do szumu (SNR) może wynieść nawet do kilkunastu decybeli.

Systemy FM, jak wspomniano, stosuje się, by przenieść sygnał akustyczny bezpośrednio od źródła dźwięku do odbiornika – z pominięciem środowiska akustycznego. Popularność systemów FM zaczęła rosnąć w latach 90. XX w., kiedy powstały pierwsze zminiaturyzowane odbiorniki FM.

Systemy FM składają się z mikrofonu (bardzo często kierunkowego), przekaźnika FM oraz odbiornika FM, który jest podłączany do aparatu słuchowego (np. do wejścia audio aparatu zausznego) (ryc. 4).

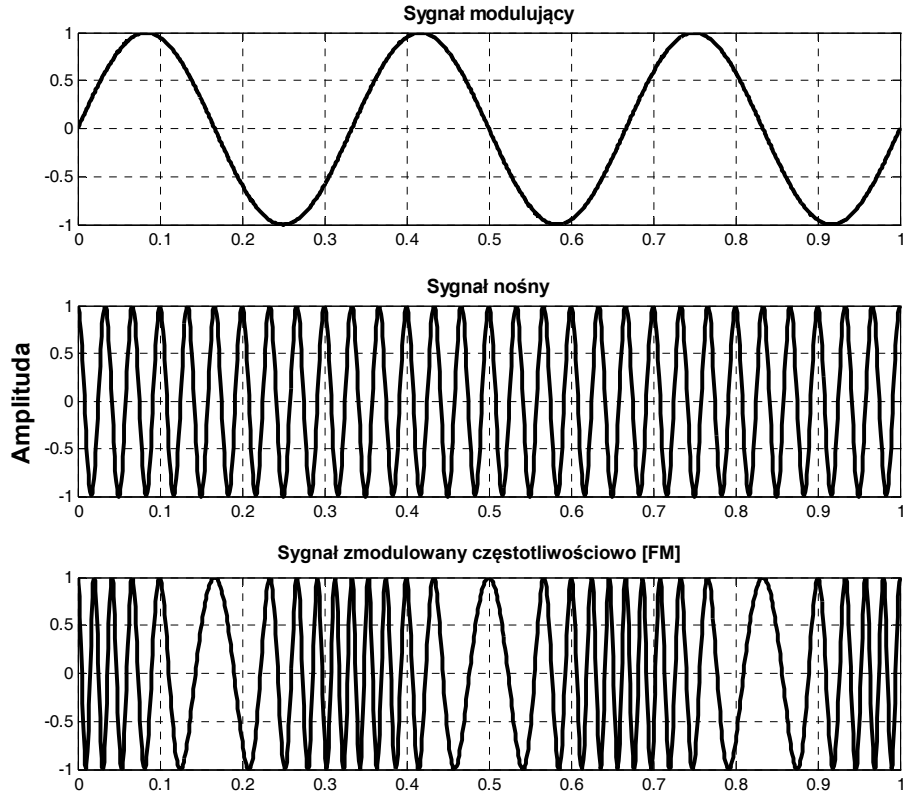
W systemach FM częstotliwość sygnału nośnego modulowana jest w takt sygnału modulującego, którym jest sygnał audio (ryc. 5). Zadaniem odbiornika FM jest detekcja sygnału nośnego, a następnie przeprowadzenie tak zwanej demodulacji sygnału, czyli odtworzenie oryginalnego sygnału audio.

Alternatywną metodą modulacji jest tak zwana modulacja cyfrowa.



Ryc. 4. System FM

Innym rodzajem modulacji jest modulacja amplitudowa sygnału, w której zmianie ulega (w takt zmian sygnału modulującego) amplituda sygnału nośnego. Niestety, ten rodzaj modulacji jest bardzo podatny na zakłócenia zewnętrzne.



Ryc. 5. Sygnał audio (sygnał modulujący), sygnał nośny oraz sygnał zmodulowany częstotliwościowo (FM)

Systemy FM stosuje się z powodzeniem na przykład w szkołach i w przedszkolach w celu poprawy komunikacji pomiędzy nauczycielem/opiekunem a uczniami (przedszkolakami). Nauczyciel ma wówczas mikrofon z nadajnikiem FM, a uczniowie odbiorniki FM, które muszą być „nastrojone" na częstotliwość dokładnie taką samą, z jaką pracuje nadajnik FM.

Nadajnik FM

Nadajnik FM jest skomplikowanym urządzeniem. Składa się z jednego lub kilku mikrofonów, których charakterystykę kierunkową można dowolnie kształtować. Nadajnik może znajdować się u mówcy (opiekuna, nauczyciela), ale może znajdować się również w środku grupy osób (np. na stole), a nawet w ręku użytkownika aparatu słuchowego. W ostatnim przypadku użytkownik aparatu musi kierować mikrofon z nadajnikiem FM w stronę źródła dźwięku (np. w stronę nauczyciela). Redukcja dźwięków otoczenia

(hałasu) jest możliwa dzięki zastosowaniu w mikrofonie bardzo wąskiej charakterystyki kierunkowej. Takiego rozwiązania, kiedy użytkownik ma mikrofon i nadajnik FM, nie powinno stosować się w przypadku małych dzieci. Wówczas mikrofon i nadajnik FM powinny znajdować się w ręku opiekuna/nauczyciela. Na rycinie 6 przedstawiono kilka przykładowych nadajników FM.



Ryc. 6. Nadajniki FM

Odbiornik FM

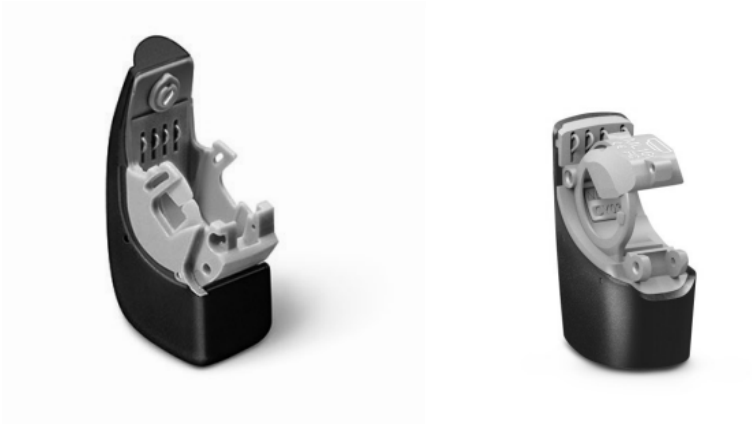
Zadaniem odbiornika FM jest zdemodulowanie sygnału zmodulowanego częstotliwościowo (zmodulowanej fali elektromagnetycznej), a następnie wygenerowanie sygnału, którego amplituda będzie zmieniała się tak samo, jak amplituda sygnału modulującego. W danej chwili i miejscu występuje bardzo dużo różnych fal elektromagnetycznych pochodzących od różnych źródeł. W jaki sposób zatem odbiornik FM, podłączony do aparatu słuchowego, potrafi demodulować sygnał wygenerowany przez nadajnik FM?

Odbiornik jest „nastrojony" na odpowiednią częstotliwość nośną. Tylko wtedy, gdy częstotliwość odbiornika odpowiada częstotliwości nadajnika, odbiornik będzie odbierał transmitowany sygnał. Co w sytuacji, kiedy dwa nadają nadają jednocześnie sygnały zmodulowane FM? W celu zminimalizowania takich przypadków stosuje się różne częstotliwości nośne. W zależności od kraju są to częstotliwości od kilkudziesięciu do kilkuset MHz. Na przykład w Niemczech wykorzystuje się pasma częstotliwości od 36 do 39 MHz oraz od 173 do 174 MHz, we Francji od 36 do 39 MHz oraz od 175 do 176 MHz, w Stanach Zjednoczonych od 72 do 76 MHz oraz od 216 do 217 MHz, w Polsce zaś od 29,7 do 47 MHz oraz od 174 do 216 MHz.

Odbiornik FM noszony jest przez użytkownika aparatu słuchowego. Może być podłączony bezpośrednio do aparatu słuchowego poprzez kabel i wejście audio, bezpośrednio do aparatu słuchowego (zintegrowany z aparatem) poprzez indukcję magnetyczną (pętla wokół szyi). Przykładowe odbiorniki FM przedstawiono na rycinach 7–9.



Ryc. 7. Uniwersalny odbiornik FM (możliwość podłączenia do większości aparatów słuchowych)



Ryc. 8. Zintegrowane odbiorniki FM



Ryc. 9. Odbiorniki FM (odbiorniki podłączone do aparatu zausznego poprzez odpowiedni adapter)

Systemy FM stosuje się z również w kościołach, centrach kulturalnych i kongresowych, dużych salach wykładowych. Dzięki systemom FM użytkownicy aparatów słuchowych mogą również korzystać z wielu urządzeń (telewizja, telefon komórkowy i stacjonarny, sprzęt audio, laptop).

3. AKCESORIA BEZPRZEWODOWE

Aparaty słuchowe współpracują z wieloma urządzeniami, które ułatwiają sterowanie aparatem i/lub komunikację na przykład z telefonem, telewizorem, odtwarzaczem Mp3 itp.

Piloty zdalnego sterowania

Zdecydowana większość urządzeń elektronicznych, w tym aparaty słuchowe, mogą być sterowane za pomocą pilotów (ryc. 10). Producenci aparatów słuchowych oferują różne ich rodzaje (rozmaite kształty oraz różny sposób komunikacji). Wszystkie piloty do aparatów słuchowych pozwalają na regulację wzmocnienia w aparacie. Bardziej zaawansowane piloty dodatkowo wyposażone są w:

1) przełącznik zmiany programu akustycznego,

2) przełącznik M/MT/T (mikrofon, mikrofon + cewka telefoniczna, cewka telefoniczna),

3) włącznik (*on/off*) – włączanie i wyłączanie aparatu,
4) wyświetlacz.

Istotne różnice między poszczególnymi pilotami dotyczą sposobu komunikacji pomiędzy pilotem a aparatem słuchowym. Obecnie można wyróżnić cztery sposoby komunikacji:

1) drogą ultradźwiękową,
2) na podczerwień,
3) drogą radiową (AM lub FM),
4) metodą indukcyjną.

Każdy z wymienionych sposobów komunikacji ma swoje zalety oraz wady. Poniżej scharakteryzowano poszczególne metody komunikacji.

Metoda ultradźwiękowa:

– odbiornik ultradźwiękowy znajduje się w aparacie słuchowym,
– sterowanie pilotem jest możliwe wyłącznie wtedy, gdy aparat słuchowy znajduje się „w polu widzenia" pilota; nie można sterować dwoma aparatami słuchowymi.

Metoda na podczerwień:

– metoda mało czuła na różnego rodzaju zakłócenia,
– sterowanie pilotem najbardziej efektywne, gdy aparat słuchowy znajduje się „w polu widzenia" pilota.

Droga radiowa, indukcyjna:

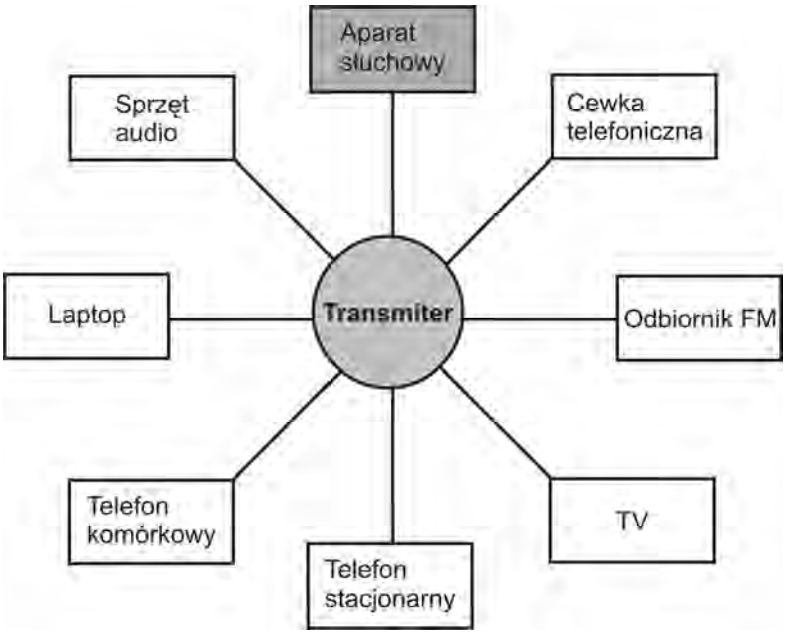
– bardzo dobre właściwości transmisyjne, w celu sterowania nie ma potrzeby, aby aparat znajdował się „w polu widzenia" pilota,
– możliwość sterowania dwoma aparatami,
– metoda czuła na wpływ pola magnetycznego.



Ryc. 10. Pilot zdalnego sterowania do aparatu słuchowego

Urządzenia do bezprzewodowej łączności z aparatami słuchowymi

Oprócz pilotów zdalnego sterowania aparaty słuchowe współpracują również z innymi urządzenia ułatwiającymi komunikację pomiędzy nimi a aparatem słuchowym. Są to specjalne adaptery/interfejsy, które łączą się bezprzewodowo (za pomocą Bluetooth) z aparatem słuchowym oraz takimi urządzeniami, jak laptop, telewizor, telefon (stacjonarny, komórkowy). Urządzenie to transmituje dźwięk bezpośrednio do aparatu słuchowego (ryc. 11). Niektóre urządzenia dodatkowo oferują łączność za pośrednictwem wejścia audio oraz cewki indukcyjnej.



Ryc. 11. Urządzenia współpracujące z aparatem słuchowym poprzez specjalny transmiter

Poniżej przedstawiono przykładowe urządzenie o nazwie miniTek firmy Siemens, które umożliwia komunikację z różnych urządzeń audio z aparatem słuchowym (ryc. 12). Zapewnia ono nie tylko łączność z dowolnym urządzeniem Bluetooth, synchronizację z telefonami komórkowymi i transmiterami, ale również pozwala na zdalne sterowanie aparatem (funkcja zdalnego pilota). Umożliwia przesyłanie dźwięku stereo do dwóch aparatów słuchowych na odległość kilkudziesięciu centymetrów.



Ryc. 12. Urządzenia miniTek firmy Siemens

Innym ciekawym urządzeniem jest specjalny mikrofon o nazwie Roger Pen firmy Phonak, umożliwiający osobom niedosłyszącym rozumienie mowy w hałasie (ryc. 13). Jest to bezprzewodowy mikrofon, który może być połączony z telefonem komórkowym lub innymi multimediami. Urządzenie jest zalecane w sytuacjach hałaśliwych oraz podczas rozmowy w grupie.



Ryc. 13. Urządzenia Roger Pen firmy Phonak

Praktycznie wszyscy producenci aparatów słuchowych oferują obecnie urządzenia, które zapewniają bezprzewodową komunikację z urządzeniami audio oraz umożliwiają sterowanie aparatem słuchowym.

4. INNE URZĄDZENIA WSPOMAGAJĄCE SŁYSZENIE

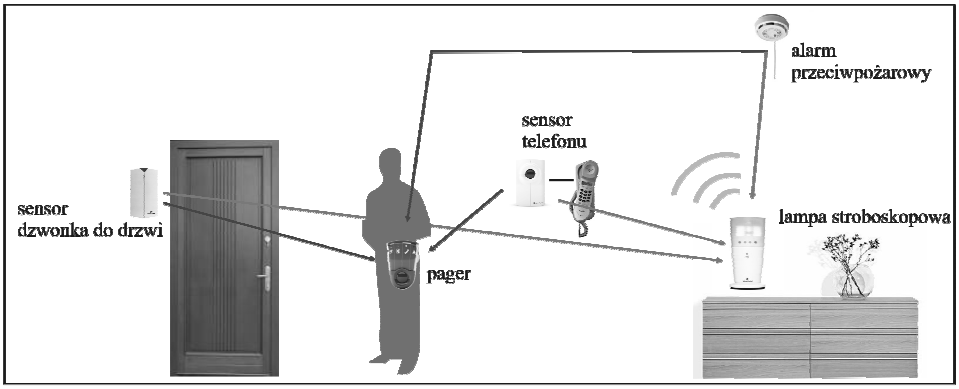
Istnieją sytuacje, kiedy osoby korzystające z aparatu słuchowego nie noszą go. Jest to związane na przykład z tym, że zdjęły go przed pójściem spać albo znajdują się same w domu i nie jest on im w tym momencie potrzebny. Osoba o dużym ubytku słuchu, która wyłączy albo zdejmie aparat słuchowy, nie jest w stanie usłyszeć dźwięku budzika czy sygnału alarmu przeciwpożarowego. Chcąc przeciwdziałać takim sytuacjom, opracowano urządzenia ostrzegające, dedykowane specjalnie osobom z niedosłuchem. Jednym z nich jest budzik dla osób niedosłyszących. Ma on specjalną poduszkę wibracyjną umieszczaną pod zwykłą poduszką, która w momencie alarmu uaktywnia się. Dodatkowo budzik wyposażono w lampę stroboskopową, która drogą świetlną informuje pacjenta na przykład o godzinie wyjścia do pracy (ryc. 14).



Ryc. 14. Budzik z poduszką wibracyjną firmy Bellman & Symfon

Innym rodzajem urządzenia ostrzegającego jest specjalny pager montowany przy pasku, który informuje o takich zagrożeniach, jak pożar czy też o fakcie, że ktoś dzwoni do drzwi wejściowych. W momencie alarmu urządzenie zaczyna wibrować, a dioda o odpowiednim kolorze informuje o zastanej sytuacji. Sama informacja dociera do pagera drogą radiową i pochodzi ze specjalnych sensorów rozmieszczonych w domu. Sensory te mogą rejestrować różnego rodzaju zdarzenia wymagające natychmiastowej interwencji domownika.

Urządzenia obsługują wiele typowych sytuacji. Może to być dzwonek do drzwi, przychodząca rozmowa telefoniczna czy płacz dziecka lub znacznie bardziej poważne wydarzenie (np. pożar). W przypadku, gdy dla pacjenta uciążliwym jest korzystanie z pagera, w zamian można zastosować lampy stroboskopowe rozmieszczone w pomieszczeniach. Działają one w bardzo podobny sposób, jednak ostrzegają poprzez gwałtowne błyski świetlne. Na poniższym schemacie przedstawiono wiele możliwości, które dają tego typu urządzenia ostrzegające (ryc. 15).



Ryc. 15. Schemat systemu wspomagającego pacjenta z niedosłuchem

Bibliografia

Hojan E., 1997, *Akustyka aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.
Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.
Valente M. (red.), 1996, *Hearing aids: Standards, options and limitations*, Thieme, New York.
Villon H., 2012, *Hearing aids*, Boomerang Press, Sydney.
Vonlanthen A., Arndt H., 2007, *Hearing instrument technology for the hearing health care professional*, Thomson Delmar Learning, New York.

EDWARD HOJAN, ROMAN GOŁĘBIEWSKI

MIERNICTWO APARATÓW SŁUCHOWYCH

1. POMIARY KONIECZNE DO SKUTECZNEGO DOPASOWANIA APARATU SŁUCHOWEGO

Pomiary akustyczne aparatów słuchowych (Hojan, 1997, 2001, 2009) są potrzebne nie tylko do kontroli parametrów elektroakustycznych (producenci określają nominalne wartości wszystkich parametrów aparatu), ale również do poprawnego dopasowania aparatu słuchowego oraz przeprowadzenia weryfikacji jego dopasowania – ustawienia. Pomiary takie wykonuje się bądź z wykorzystaniem analizatora aparatów słuchowych przy użyciu sprzęgacza 2 cm^3, bądź na uchu rzeczywistym.

Procedura pomiarowa na potrzeby kontroli parametrów elektroakustycznych zawarta jest w polskiej normie PN-EN 60118-7. Elektroakustyka. Aparaty słuchowe. Część 7. *Pomiar parametrów technicznych aparatów słuchowych w celu zapewnienia jakości produkcji, dostaw i zaopatrzenia*. Norma ta przedstawia metodę pomiarów parametrów elektroakustycznych aparatów słuchowych na przewodnictwo powietrzne oraz określa wymagania techniczne i sposób oceny zgodności wyników pomiarów z wartościami wymaganymi (nominalnymi). Nie dotyczy natomiast pomiarów, które powinno się wykonać na etapie dopasowania aparatu słuchowego, a dokładnie na etapie weryfikacji jego ustawień.

Procedura pomiarowa na potrzeby sprawdzenia ustawień aparatu słuchowego powinna określać:

1) maksymalny poziom na wyjściu aparatu słuchowego, MPO,

2) wzmocnienie aparatu słuchowego, IG,

3) charakterystyki dynamiczne aparatu słuchowego, *output/input*.

Wymienione charakterystyki powinny być wyznaczone w funkcji częstotliwości sygnału akustycznego, a dodatkowo, w przypadku aparatów nieliniowych, charakterystyka wzmocnienia aparatu słuchowego powinna być wyznaczana w funkcji poziomu sygnału wejściowego.

Dlaczego należy wykonywać takie pomiary na etapie dopasowania aparatu słuchowego?

Potrzeba wykonania pomiarów wspomnianych charakterystyk związana jest z koniecznością przeprowadzenia weryfikacji ustawień aparatu słuchowego, która jest jednym z etapów całego procesu dopasowania aparatu słuchowego (Gołębiewski, 2009; Skrodzka, Gołębiewski, 2004). Proces dopasowania aparatu słuchowego składa się z następujących etapów:

1) wybór aparatu słuchowego,

2) weryfikacja (ocena obiektywna), wstępna walidacja (subiektywna ocena pacjenta),

3) pełna walidacja aparatu słuchowego.

Na wybór aparatu słuchowego wpływa wiele różnych czynników (słuchowych i pozasłuchowych) (ich analiza patrz *Wybór aparatu słuchowego*).

Na podstawie czynników słuchowych, przede wszystkim wielkości i rodzaju niedosłuchu, określa się wymagania odnośnie aparatu słuchowego. Dotyczą one wzmocnienia, maksymalnego poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu oraz charakterystyki dynamicznej aparatu, to jest rodzaju i parametrów układu(-ów) kompresji (współczynnika oraz progu zadziałania kompresji, czasów narastania i zaniku). Celem weryfikacji jest sprawdzenie i porównanie charakterystyk aparatu słuchowego (przy odpowiednich ustawieniach) z postawionymi na etapie wyboru wymaganiami (z wykorzystaniem najlepszych metod/reguł dopasowania) dotyczącymi tych parametrów.

Pomiary weryfikacyjne wykonuje się na sprzęgaczu 2 cm^3 przy użyciu analizatora aparatów słuchowych i/lub na uchu rzeczywistym z wykorzystaniem metody *in situ*. Poniżej skrótowo omówiono metodę wykonywania pomiarów na potrzeby weryfikacji aparatu słuchowego.

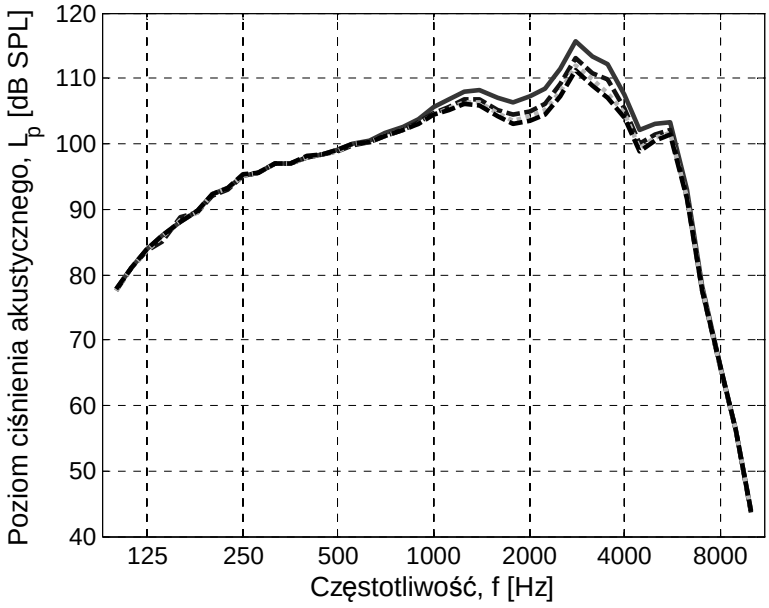
Pomiary maksymalnego poziomu wyjściowego, MPO(*f*)

Procedura pomiaru maksymalnego poziomu wyjściowego polega na tym, aby zmierzyć poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego, gdy na jego wejściu podany jest sygnał o poziomie L_I = 90 dB SPL. Podczas pomiaru wszystkie parametry aparatu słuchowego powinny być dobrane zgodnie z wymaganiami wynikającymi z rodzaju oraz wielkości ubytku słuchu – określonymi z wykorzystaniem znanych metod dopasowania aparatów. Jedynie potencjometr głośności powinien znajdować się w pozycji maksymalnej. Wymaganie to podyktowane jest koniecznością sprawdzenia poziomu na wyjściu aparatu słuchowego w takich sytuacjach, w jakich aparat może być użytkowany w codziennej praktyce i przy pobudzeniu sygnałem o dużym poziomie na wejściu aparatu.

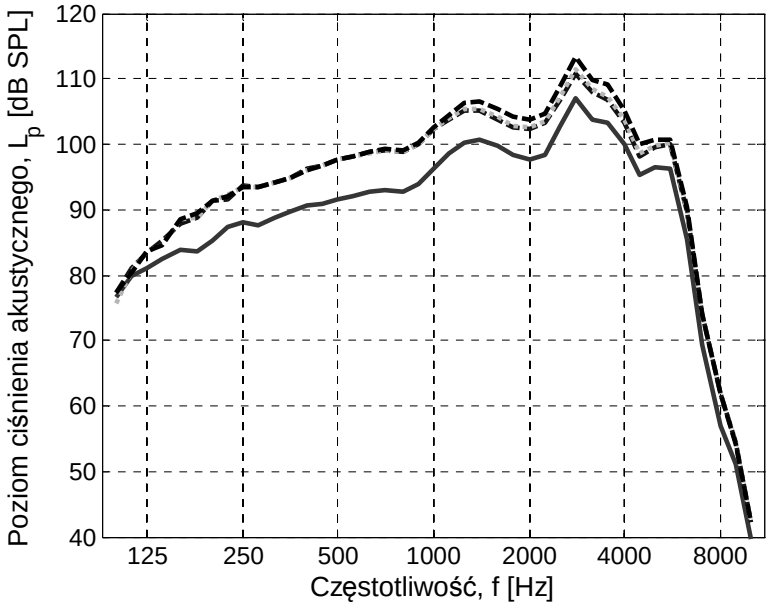
Wyznaczenie charakterystyki MPO(*f*) pozwala sprawdzić, czy w całym zakresie częstotliwości poziom ciśnienia na wyjściu aparatu słuchowego nie przekracza wartości progu dyskomfortu, UCL. Jeżeli wyjściowy poziom ciśnienia akustycznego przekracza UCL, należy zastosować układy, które skutecznie ograniczą wielkość sygnału na wyjściu aparatu. Do takich układów zalicza się układ PC lub AGC_o. Niekiedy, gdy UCL jest przekroczony dla niektórych częstotliwości (najczęściej są to częstotliwości rezonansowe układu rożka, wężyka i dźwiękowodu), skutecznym rozwiązaniem jest zastosowanie tłumików akustycznych. (Informacje na temat rodzajów oraz właściwości tłumików patrz *Wkładka uszna – elementy otoplastyki*.)

Poniżej, na kolejnych rycinach, zaprezentowano wyniki pomiaru maksymalnego poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego z zastosowaniem układów PC (ryc. 1), sPC (ryc. 2) oraz AGC_o (ryc. 3). Na wejściu aparatu słuchowego podawany był sygnał o poziomie 90 dB SPL. Parametrem krzywych na wykresach jest próg zadziałania poszczególnych układów ograniczania sygnału na wyjściu aparatu. Dla układu PC i sPC określony próg zadziałania oznacza, że poziom ciśnienia na wyjściu aparatu nie przekroczy wartości określonej progiem zadziałania. Natomiast w przypadku układu AGC_o próg zadziałania kompresji oznacza, że różnica pomiędzy wzmocnieniem liniowym a krzywą wzmocnienia z kompresją wynosi 2 dB. Dalsza redukcja wzmocnienia jest zdeterminowana wartością współczynnika kompresji.

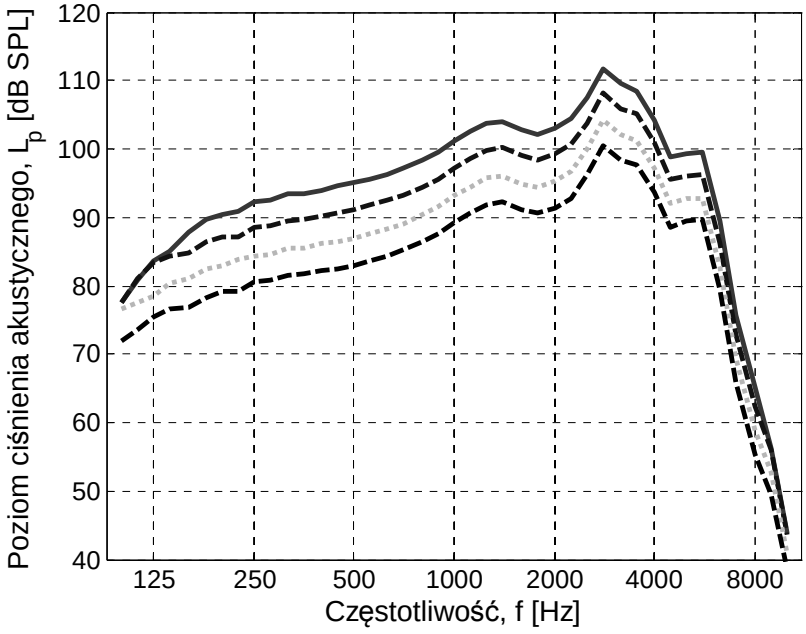
Wszystkie pomiary wykonano dla aparatu Piconet 232 XAZ firmy Phonak przy użyciu analizatora aparatów słuchowych Affinity firmy Interacoustics.



Ryc. 1. Maksymalny poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego z układem PC (dla różnych progów zadziałania)

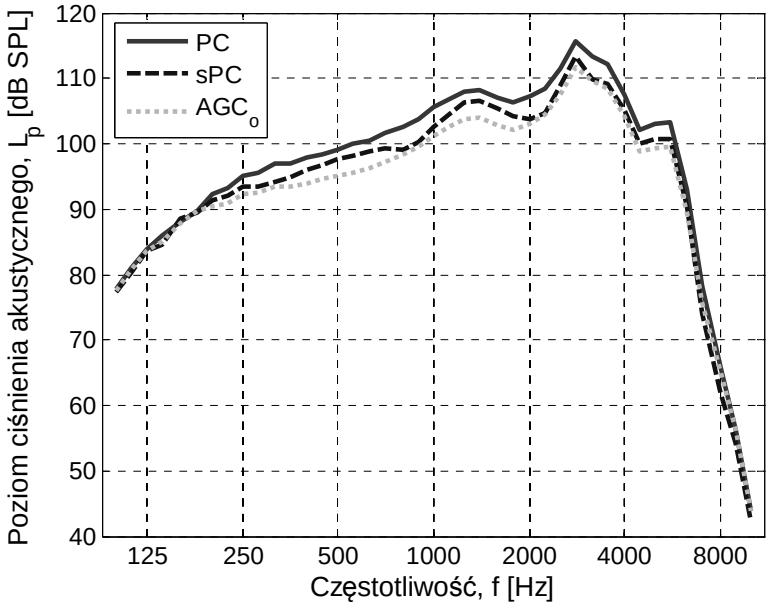


Ryc. 2. Maksymalny poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego z układem sPC (dla różnych progów zadziałania)

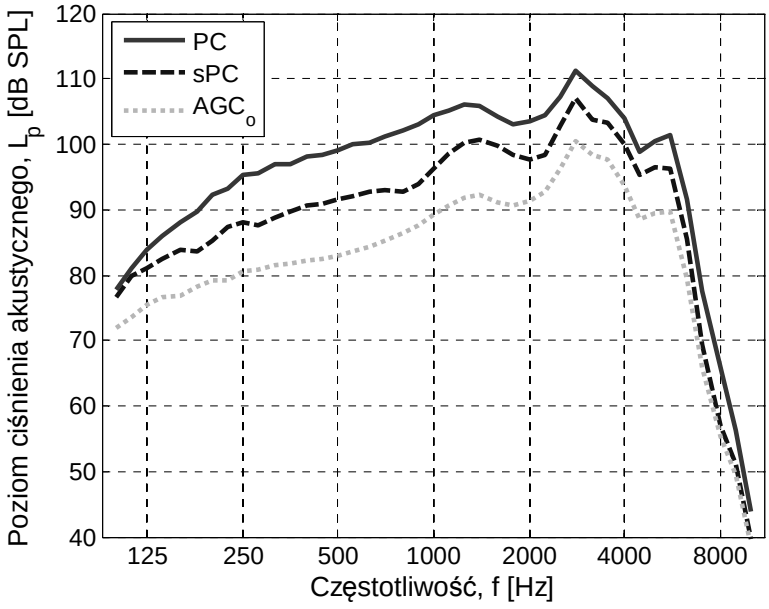


Ryc. 3. Maksymalny poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego z układem AGC_o (dla różnych progów zadziałania)

Porównanie wszystkich układów, za pomocą których można ograniczać poziom sygnału na wyjściu aparatu słuchowego, to jest układów PC, sPC oraz AGC_o, przedstawiono na rycinach 4 i 5. Maksymalny poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatów dla najwyższych progów zadziałania zaprezentowano na rycinie 4, natomiast dla najniższych na rycinie 5. Najwyższą wartość poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu zapewnia układ PC, następnie sPC oraz AGC_o. Wybór określonego układu oraz jego parametrów (w przypadku aparatu, dla którego wykonano pomiary akustyczne tylko progów zadziałania) zależy przede wszystkim od przebiegu progu dyskomfortu. Wymaga się, aby poziom na wyjściu aparatu słuchowego nie przekraczał progu dyskomfortu. Ponadto, w zakresie dynamiki sygnału mowy na wejściu aparatu słuchowego (50–80 dB SPL) wymagane jest, by aparat nie wprowadzał zniekształceń na skutek zastosowania określonych układów ograniczających (przede wszystkim układu PC).



Ryc. 4. Maksymalny poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego z układem PC, sPC oraz AGC_o (najwyższe progi zadziałania)



Ryc. 5. Maksymalny poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego z układem PC, sPC oraz AGC_o (najniższe progi zadziałania)

Pomiary charakterystyki dynamicznej *in/out*

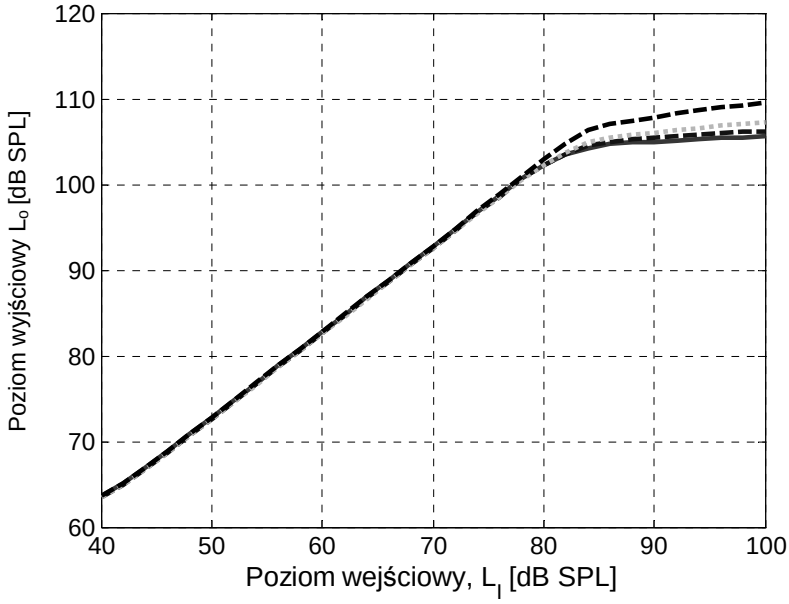
Pomiar charakterystyki dynamicznej polega na wyznaczeniu zależności pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego na wyjściu (*output*) i wejściu (*input*) aparatu słuchowego. Analiza tej charakterystyki jest bardzo przydatna przy wyborze i dopasowaniu aparatu słuchowego.

Jednym z podstawowych zadań aparatu słuchowego jest kompensacja wielkości niedosłuchu, przede wszystkim umożliwienie słyszenia i rozumienia mowy. Tak zdefiniowany cel wymusza określony przebieg charakterystyki dynamicznej aparatu słuchowego. Zakres wejściowy sygnału mowy powinien być tak wzmocniony, aby na wyjściu aparatu słuchowego zapewnić taki zakres poziomu wyjściowego, przy którym pacjent osiąga maksymalną zrozumiałość mowy. Cel ten może być zrealizowany wyłącznie przez układy kompresji.

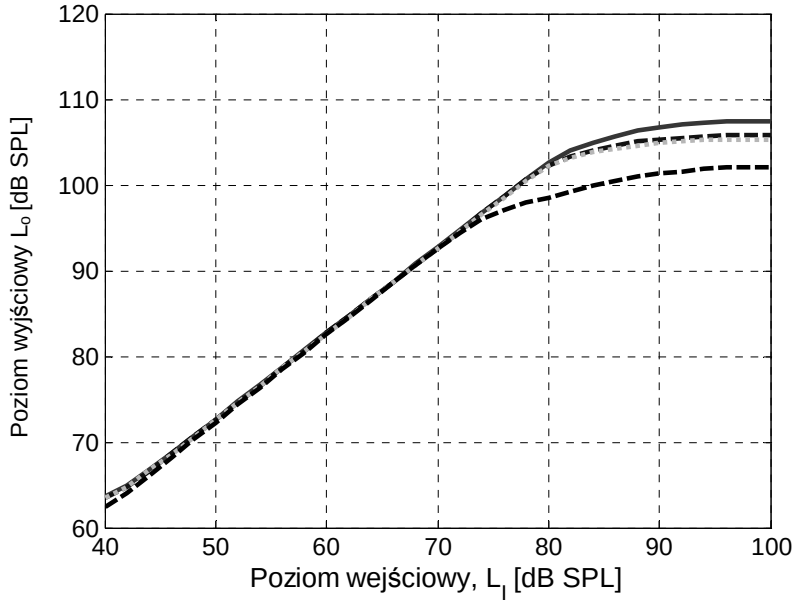
Analiza charakterystyki dynamicznej pozwala między innymi wyznaczyć próg zadziałania oraz współczynnik kompresji i/lub ekspansji. Dodatkowo pozwala również zweryfikować poziom na wyjściu aparatu słuchowego. Poniżej na kilku rycinach przedstawiono przykładowe charakterystyki dynamiczne aparatu słuchowego, dla których wyznaczono maksymalne wartości poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu.

Na rycinie 6 zaprezentowano charakterystykę dynamiczną aparatu z różnymi programami zadziałania układu PC (te same ustawienia PC, jak na ryc. 1). Zależności *in/out* dla układu sPC przedstawiono na rycinie 7, a dla AGC_o na rycinie 8. Progi zadziałania obu układów są dokładnie takie same, jak przy charakterystykach na rycinach 2 i 3. Porównanie zależności *in/out* dla wszystkich układów (PC, sPC i AGC_o) pokazano za pomocą ryciny 9 – dla wysokich progów oraz ryciny 10 – dla najniższych progów zadziałania kompresji. Wszystkie charakterystyki zmierzono dla częstotliwości referencyjnej $f = 1600$ Hz.

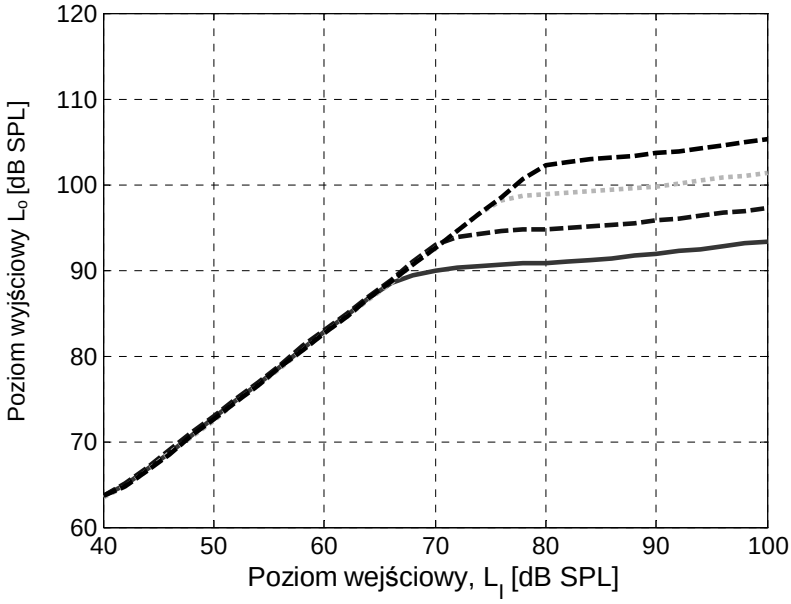
Charakterystyki dynamiczne aparatu z układem kompresji AGC_o, dla różnych wzmocnień aparatu, przedstawiono na rycinach 11 i 12. W pierwszym przypadku próg zadziałania kompresji wynosi około 105 dB SPL (ryc. 11), natomiast w drugim przypadku próg zadziałania jest mniejszy i wynosi około 90 dB SPL (ryc. 12). Zastosowany układ kompresji AGC_o zatem charakteryzuje się stosunkowo dużym współczynnikiem kompresji (ok. 10 : 1). Tak duża wartość współczynnika kompresji jest typowa dla układów kompresji na wyjściu, których głównym celem jest szybkie ograniczenie poziomu sygnału poprzez gwałtowną redukcję wzmocnienia aparatu.



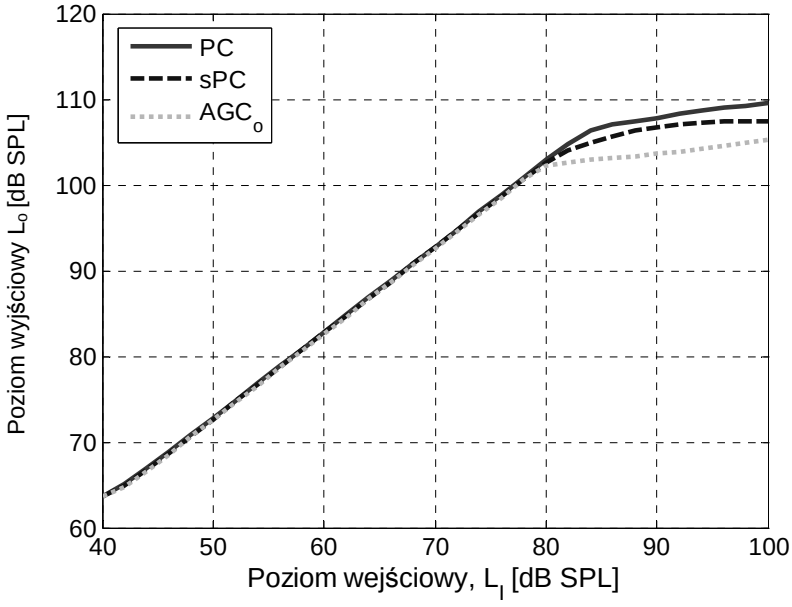
Ryc. 6. Charakterystyka dynamiczna aparatu słuchowego z układem PC (dla różnych progów zadziałania, f = 1600 Hz)



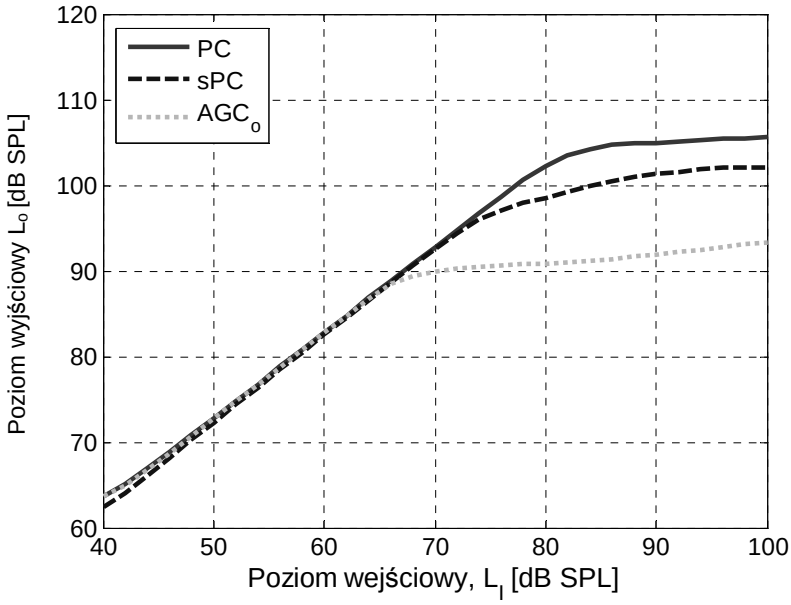
Ryc. 7. Charakterystyka dynamiczna aparatu słuchowego z układem sPC (dla różnych progów zadziałania, f = 1600 Hz)



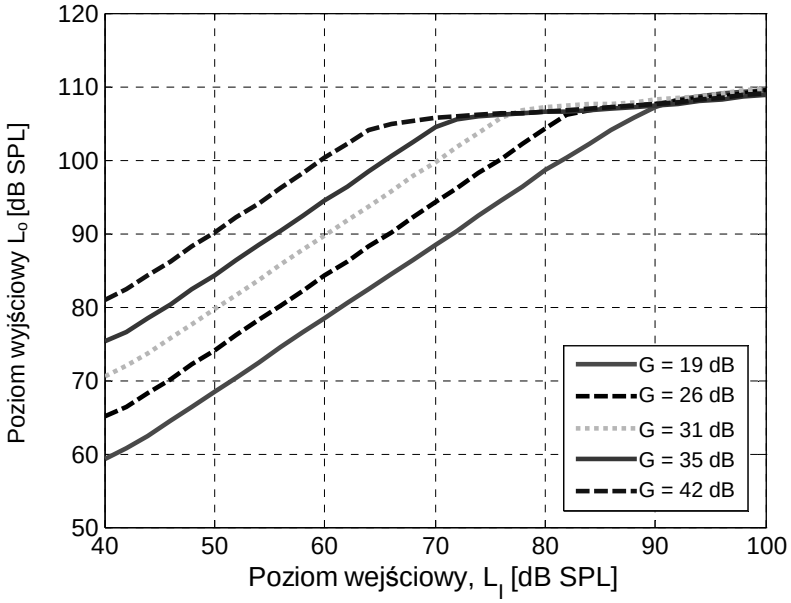
Ryc. 8. Charakterystyka dynamiczna aparatu słuchowego z układem AGC_o (dla różnych progów zadziałania, f = 1600 Hz)



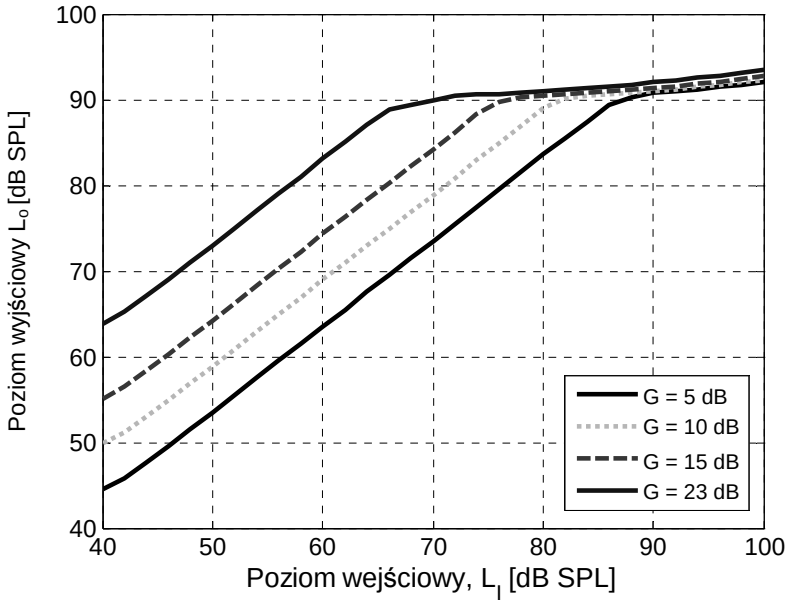
Ryc. 9. Charakterystyka dynamiczna aparatu słuchowego z układem PC, sPC oraz AGC_o (najwyższe progi zadziałania, f = 1600 Hz)



Ryc. 10. Charakterystyka dynamiczna aparatu słuchowego z układem PC, sPC oraz AGC_o (najniższe progi zadziałania, f = 1600 Hz)



Ryc. 11. Charakterystyka dynamiczna aparatu słuchowego z układem AGC_o dla kilku wzmocnień G aparatu słuchowego (wysoki próg zadziałania kompresji, ok. 105 dB SPL, f = 1600 Hz)



Ryc. 12. Charakterystyka dynamiczna aparatu słuchowego z układem AGC_o dla kilku wzmocnień *G* aparatu słuchowego (wysoki próg zadziałania kompresji, ok. 90 dB SPL, f = 1600 Hz)

W przypadku układów kompresji na wyjściu próg zadziałania kompresji wynosi powyżej 90 dB SPL.

Przedstawione zależności dynamiczne pokazują układy, za pomocą których możliwe jest ograniczanie sygnału na wyjściu aparatu słuchowego. W celu dopasowania dynamiki w zakresie poziomów sygnału mowy na wejściu aparatu słuchowego wykorzystuje się układy kompresji AGC_I (WDRC, FDRC itp.).

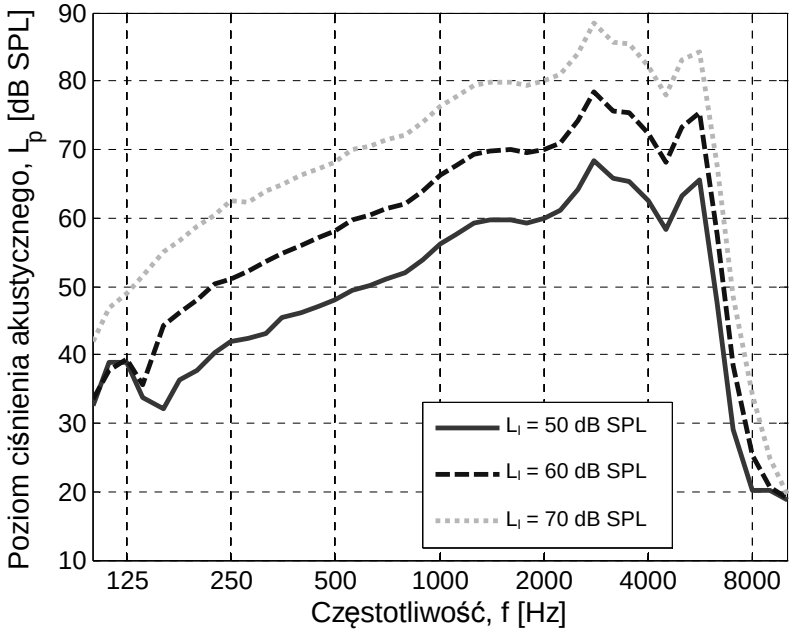
Pomiary wzmocnienia aparatu słuchowego

Celem tego pomiaru jest wyznaczenie zależności wzmocnienia aparatu słuchowego w funkcji częstotliwości i porównanie go ze wzmocnieniem obliczonym z wykorzystaniem metody dopasowania. W zależności od tego, czy pomiar wykonywany jest dla liniowego (a), czy dla nieliniowego (b) aparatu słuchowego, procedura pomiarowa będzie inna.

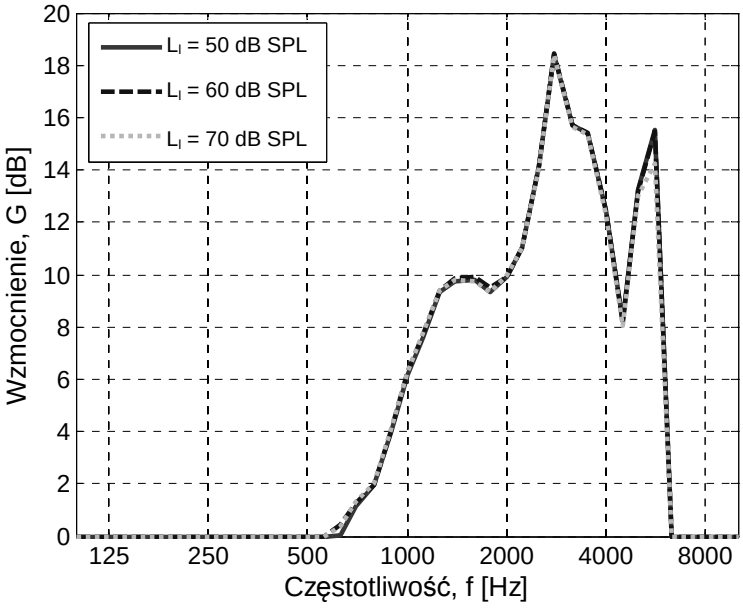
Pomiary dla aparatu liniowego

Pomiar $G(f)$ wykonuje się dla wybranego poziomu dźwięku na wejściu aparatu słuchowego. Dobór poziomu wejściowego uzależniony jest przede

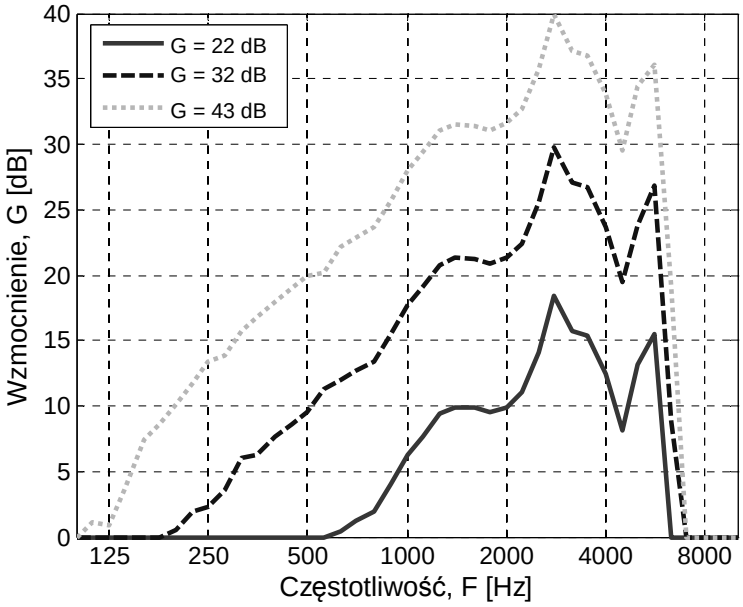
wszystkim od warunków pomiarowych, a dokładniej od poziomu szumów otoczenia. Teoretycznie, w przypadku liniowych aparatów słuchowych wybór poziomu wejściowego nie ma znaczenia, ponieważ niezależnie od poziomu wejściowego wzmocnienie aparatu liniowego jest takie samo. Na rycinie 13 przedstawiono wynik pomiaru poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu w funkcji częstotliwości, wyznaczony dla sygnałów wejściowych 50, 60 i 70 dB SPL, natomiast na rycinie 14 charakterystykę wzmocnienia aparatu zmierzoną przy tych samych ustawieniach aparatu oraz dla tych samych poziomów na wejściu aparatu. Z obu rycin jednoznacznie wynika, że aparat wzmacnia liniowo: krzywe na rycinie 13 są równolegle przesunięte względem siebie, natomiast na rycinie 14, przedstawiającej wzmocnienie, pokrywają się. Wynika stąd, że niezależnie od poziomu sygnału wejściowego aparat wzmacnia tak samo. Liniową pracę aparatu zaprezentowano również na rycinie 15 – dla różnych wzmocnień krzywe są równolegle przesunięte względem siebie.



Ryc. 13. Poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu liniowego aparatu słuchowego (poziom na wejściu L_I = 50, 60 i 70 dB SPL, PC – pozycja maksymalna, wzmocnienie aparatu 22 dB)



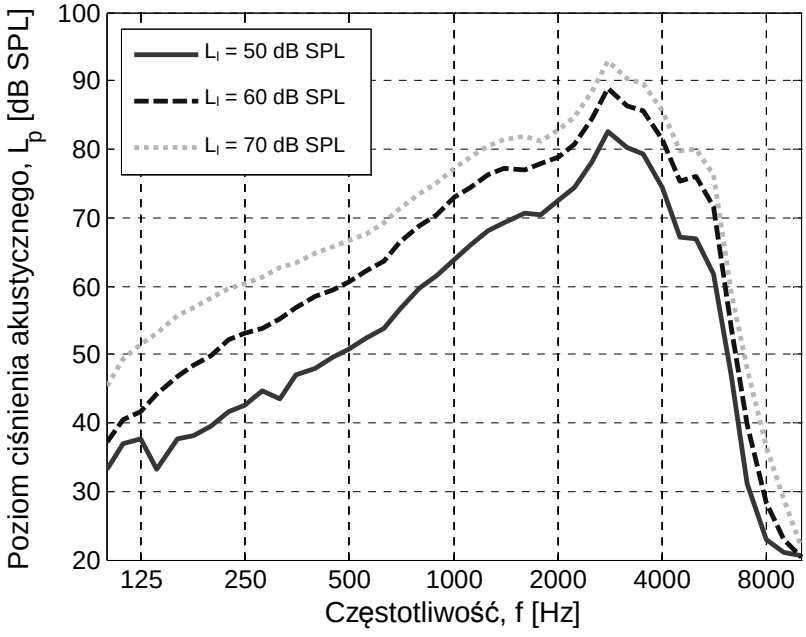
Ryc. 14. Charakterystyka wzmocnienia liniowego aparatu słuchowego (poziom na wejściu L_I = 50, 60 i 70 dB SPL, PC – pozycja maksymalna, wzmocnienie aparatu 22 dB)



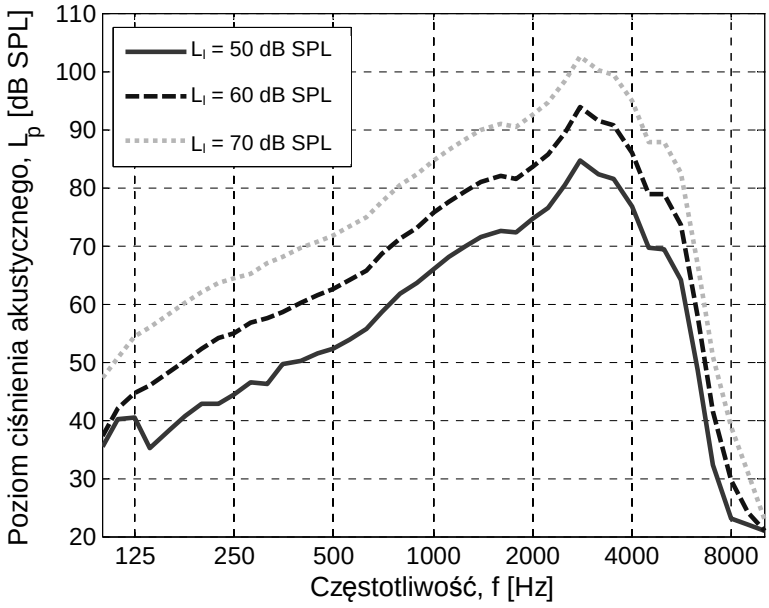
Ryc. 15. Charakterystyka wzmocnienia liniowego aparatu słuchowego dla kilku wzmocnień (poziom na wejściu L_I = 60 dB SPL, PC – pozycja maksymalna)

Pomiary dla aparatu nieliniowego

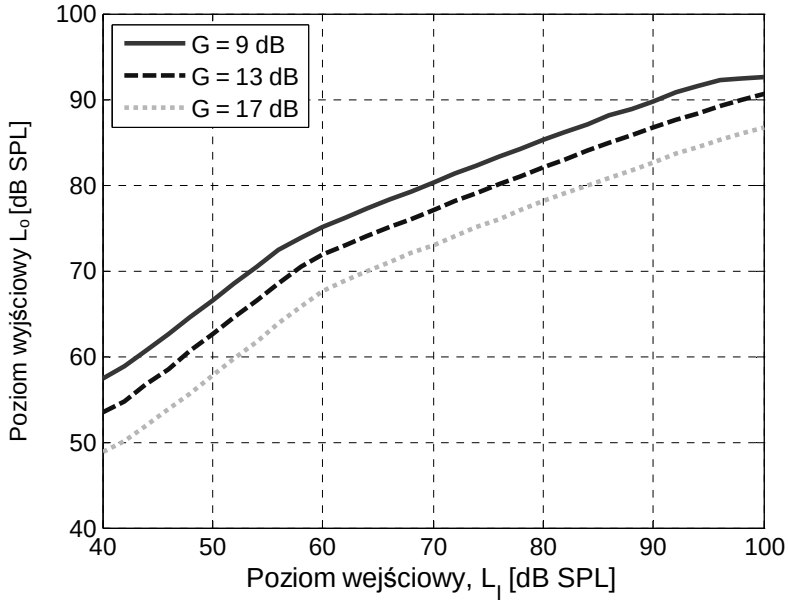
W przypadku pomiarów nieliniowych aparatów słuchowych ważny jest właściwy dobór poziomu sygnału na wejściu aparatu słuchowego. Poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego dla trzech różnych poziomów na wejściu przedstawiono na rycinie 16. Dla sygnałów 50 i 60 dB SPL na wejściu aparat słuchowy wzmacnia liniowo (krzywe są równoległe względem siebie). Przy poziomie 70 dB SPL na wejściu aparat słuchowy znajduje się w zakresie kompresji – krzywa wzmocnienia nie jest równolegle przesunięta względem wzmocnienia dla poziomów wejściowych 50 i 60 dB SPL. Jest to szczególnie widoczne dla wyższych częstotliwości. Współczynnik kompresji zastosowanego układu wynosi 2,7 : 1. Zależność poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu z układem, którego współczynnik kompresji wynosi 1,1 : 1, pokazano na rycinie 17, a zależność dynamiczną aparatu z układem kompresji na wejściu – dla kilku wartości wzmocnień (współczynnik kompresji 2,1 : 1, próg zadziałania kompresji ok. 55 dB SPL) – na rycinie 18.



Ryc. 16. Poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego z układem kompresji WDRC (współczynnik kompresji 2,7 : 1, próg zadziałania kompresji ok. 65 dB)

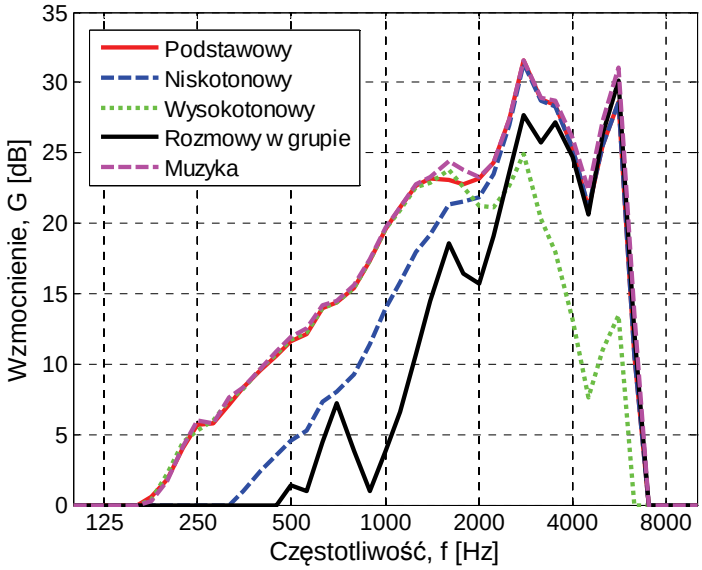


Ryc. 17. Poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego z układem kompresji WDRC (współczynnik kompresji 1,1 : 1, próg zadziałania kompresji ok. 65 dB)



Ryc. 18. Zależność dynamiczna aparatu z układem kompresji na wejściu dla kilku wartości wzmocnienia (współczynnik kompresji 2,1 : 1, próg zadziałania kompresji 55 dB SPL)

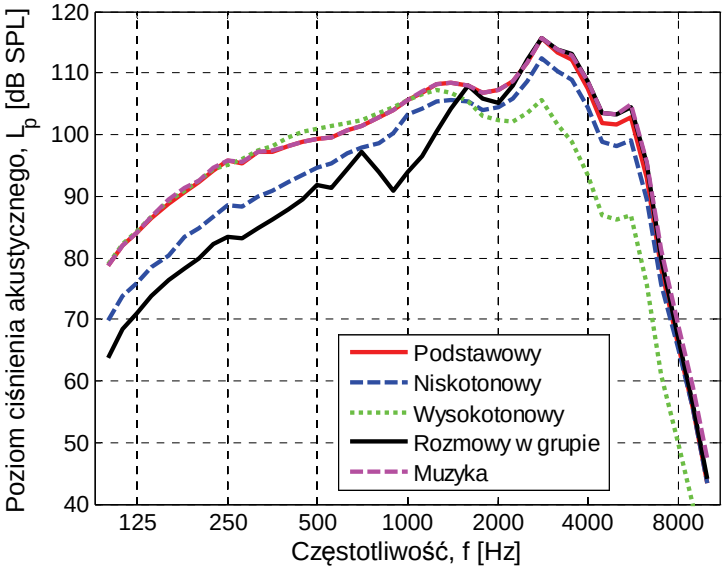
W zależności od potrzeb wybrane parametry aparatu słuchowego przypisane są poszczególnym „programom słyszenia", dobranym ze względu na różne sytuacje akustyczne otoczenia. Jako pierwszy ustawiany jest tak zwany program podstawowy (bazowy), który wykorzystuje się w cichych sytuacjach akustycznych (brak źródeł hałasu) do rozmowy z jedną osobą (lub z małą grupą osób). Pozostałe programy stosuje się w wybranych środowiskach akustycznych, na przykład przy słuchaniu dźwięków TV w pokoju mieszkalnym, słuchaniu muzyki w sali koncertowej itp. Różnice pomiędzy poszczególnymi programami dotyczą przed wszystkim charakterystyki częstotliwościowej wzmocnienia sygnału wejściowego, a w mniejszym stopniu zależności dynamicznej oraz maksymalnego poziomu wyjściowego.



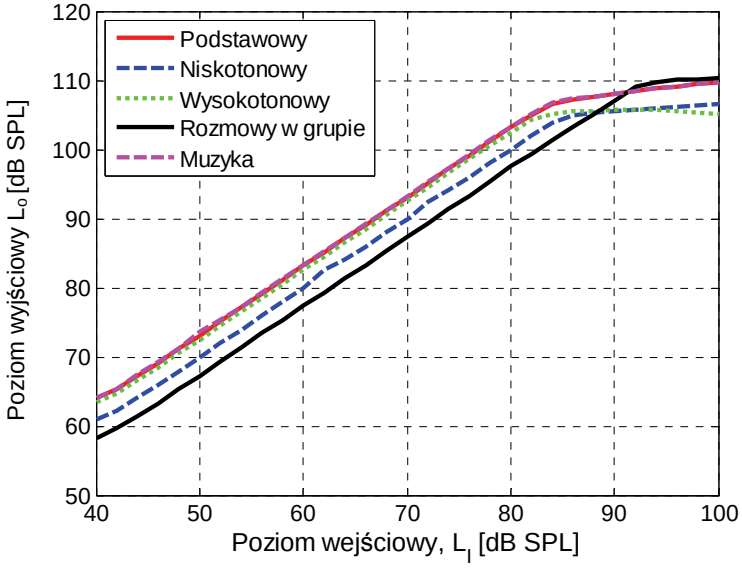
Ryc. 19. Wzmocnienia aparatu słuchowego dla kilku programów słyszenia (poziom na wejściu L_I = 60 dB SPL)

Na rycinach 19–21 przedstawiono charakterystykę wzmocnienia, maksymalnego poziomu wyjściowego oraz zależność dynamiczną aparatu słuchowego dla kilku programów słyszenia. Relacja pomiędzy poszczególnymi programami została przeanalizowana na przykładzie wielkości wzmocnienia. Pomiędzy programem podstawowym a na przykład programem dla hałasu niskotonowego (w widmie którego dominują niskie częstotliwości) widać wyraźnie mniejsze wzmocnienie dla zakresu niskich częstotliwości oraz takie samo wzmocnienie dla średnich i wysokich częstotliwości. W przypadku ha-

łasu wysokotonowego (dominujący udział wysokich częstotliwości w widmie hałasu) różnice dotyczą tylko zakresu wysokich częstotliwości.



Ryc. 20. Maksymalny poziom wyjściowy aparatu słuchowego dla kilku programów słyszenia (poziom na wejściu L_I = 90 dB SPL)



Ryc. 21. Zależność dynamiczna aparatu słuchowego dla kilku programów słyszenia

2. POMIARY W TRAKCIE DOPASOWANIA APARATU (POMIARY *IN SITU*)

Pomiary akustyczne na sprzęgaczu 2 cm^3 można wykonać również na uchu rzeczywistym (Hojan, 1997, 2001). Sprzęgacz ma za zadanie symulowanie właściwości akustycznych zewnętrznego kanału słuchowego. Właściwości kanału słuchowego konkretnego pacjenta różnią się na ogół od „średnich" parametrów zewnętrznego kanału słuchowego, na przykład jego wymiary są mniejsze. Podstawową zaletą pomiarów na uchu rzeczywistym – technika *in situ* – jest możliwość uwzględnienia indywidualnych właściwości kanału słuchowego, w tym właściwości wkładki usznej.

Obecnie najczęściej stosowanymi metodami dopasowania aparatów słuchowych są: NAL NL1, NAL NL2 oraz DSLv.5. Wymuszają one podanie danych określających indywidualne właściwości akustyczne zewnętrznego kanału słuchowego. W przypadku, gdy nie ma możliwości wykonania pomiarów na uchu rzeczywistym, deklaruje się bardzo precyzyjnie wiek osoby niedosłyszącej i na tej podstawie przyjmowane są średnie właściwości akustyczne dla zewnętrznego kanału słuchowego. Trzeba mieć świadomość, że dane te mogą znacznie odbiegać od wartości rzeczywistych.

Pomiary na uchu rzeczywistym są przedmiotem rozważań w części *Pomiary na uchu rzeczywistym*. Przedstawiono tam również wzajemne relacje pomiędzy parametrami (wzmocnieniem oraz maksymalnym poziomem ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego) mierzonymi na sprzęgaczu oraz na uchu rzeczywistym.

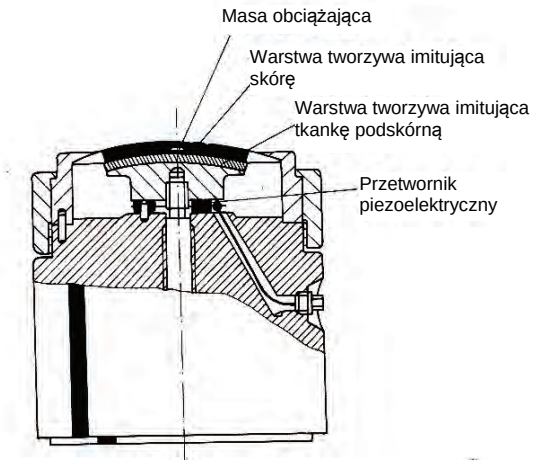
3. MIERNICTWO APARATÓW KOSTNYCH

W *Metodach subiektywnego badania słuchu* omówiono metody wyznaczenia progu przewodnictwa kostnego, w których wykorzystuje się tak zwane słuchawki kostne.

Miarę transmisji w polu swobodnym słuchawki kostnej (Hojan, 1997) można określić poprzez subiektywne porównanie głośności bieżącej fali dźwiękowej. W tym celu przykleja się słuchawkę kostną na środku czoła. Porównuje się głośności dźwięku wzbudzonego przez słuchawkę i podającą prostopadle na głowę obserwatora falę dźwiękową emitowaną z głośnika.

Współczynnik transmisji w polu swobodnym dla różnych częstotliwości określa się podobnie jak w słuchawce dla przewodnictwa powietrznego (Pa/V), a miarę transmisji w polu swobodnym odnosi się do odpowiedniej wielkości jednostkowej (np. 1 Pa/V).

Wymóg pomiarów subiektywnych powoduje, że wymieniona metoda pomiaru jest w praktyce pomijana. Stosuje się metodę pomiaru wykorzystującą sprzęgacz mechaniczny (sztuczny mastoid) zalecany przez IEC 118-9 (ryc. 22).



Ryc. 22. Sprzęgacz pomiarowy dla słuchawek kostnych – sztuczny mastoid (Hojan, 2001)

Czaszką ludzką zastępuje się dużą, sprężyście zawieszaną masą. Na jej zaokrąglonej do góry, wybrzuszonej powierzchni znajdują się dwie warstwy tworzywa sztucznego imitujące skórę i tkankę podskórną. Jako odbiornik stosuje się przetwornik piezoelektryczny. Słuchawkę kostną przykłada się w osi dużej czaszy sztucznego mastoidu, którego impedancja jest równa średniej wartości mechanicznej impedancji głowy ludzkiej. Warunki te są spełniane dla powierzchni kontaktowej słuchawki kostnej o wartości 1,75 cm^2, sile statystycznej nacisku 2,5 ± 0,3 N, w paśmie częstotliwości 200–5000 Hz.

W ten sposób słuchawki kostne można poddać typowym pomiarom elektrycznym odniesionym do progów słyszalności przewodnictwa kostnego. Kalibracja aparatów kostnych powinna być przeprowadzona zgodnie z normą DIN IEC 60-318-4, która zastąpiła normę DIN IEC 118-9, Akustyka – Aparaty słuchowe. Część 9. *Sposób pomiaru właściwości transmisyjnych aparatów słuchowych na – przewodnictwo kostne* (Hojan, 2009).

Przy wiernym odtworzeniu impedancji mechanicznej w sztucznym mastoidzie siła przekazywana na powierzchnię głowy i mastoidu jest taka sama. Pomimo to różne są miary transmisji słuchawki kostnej w układzie sprzęgacza i w polu swobodnym, ponieważ wartości mierzone na sprzęga-

czu mechanicznym nie są funkcją własności transmisyjnych głowy, ucha zewnętrznego i środkowego, jak i odcinka przewodzenia kostnego od miejsca pobudzenia do ślimaka.

Miarą transmisji słuchawki kostnej jest tak zwany poziom czułości akusto-mechanicznej AMSL (*Acoustic-Mechanical Sensitivity Level*):

$$\mathrm{AMSL} = 20\log \frac{\mathrm{AMS}}{1\ \mu\mathrm{N}/20\ \mu\mathrm{Pa}}\ [\mathrm{dB}] \tag{1}$$

gdzie:

AMS – czułość akusto-mechaniczna.

Prowadząc pomiary zgodnie z normą IEC, możliwe jest wyliczenie poziomu czułości akusto-mechanicznej ze wzoru:

$$\mathrm{AMSL} = \mathrm{OFL} - \mathrm{SPL} \tag{2}$$

gdzie:

$$\mathrm{OFL} = 20\log \frac{\text{siła nacisku}\,[\mathrm{N}]}{1\ \mu\mathrm{N}}\ [\mathrm{dB}] \tag{3}$$

oznacza poziom wyjściowy siły nacisku (*Output Force Level*) dla określonej częstotliwości, wytworzony przez słuchawkę kostną aparatu słuchowego na sprzęgaczu mechanicznym, a SPL – poziom ciśnienia akustycznego w dB odniesiony do 20 μPa.

Norma IEC definiuje również:

1) OFL_{90}; poziom wyjściowy siły dla określonej częstotliwości wytworzony przez słuchawkę kostną aparatu słuchowego (regulator wzmocnienia *G* w pozycji *full-on* na sprzęgaczu mechanicznym, przy poziomie ciśnienia akustycznego sygnału wejściowego równym 90 dB SPL);

2) pozycję kontrolną wzmocnienia aparatu słuchowego; poziom wejściowy siły na sprzęgaczu mechanicznym powinien być mniejszy o 15 ± 1 dB w odniesieniu do OFL_{90}, dla poziomu sygnału wejściowego 60 dB SPL i częstotliwości 1600 Hz (2500 Hz);

3) podstawową charakterystykę transmisji poziomu siły; przy pozycji kontrolnej wzmocnienia i poziomie sygnału wejściowego 60 dB SPL.

Pomiary charakterystyk AMSL, OFL, OFL_{90}, jak i podstawową charakterystykę transmisji pasma siły należy przeprowadzić w zakresie pasma częstotliwości 200–5000 Hz, w którym po wyłączeniu sygnału wejściowego sygnał na wyjściu sprzęgacza zmniejszy się przynajmniej o 10 dB (Hojan, 2001).

Zaleca się również określenie wpływu regulatora barwy na przebieg podstawowej charakterystyki transmisji poziomu siły poprzez jej pomiar przy różnych ustawieniach tego regulatora. Wskazany jest także pomiar prądu baterii przy sygnale wejściowym 60 dB SPL i częstotliwości 1600 Hz (2500 Hz), pomiar zniekształceń nieliniowych oraz pomiar szumu wewnętrznego (Hojan, 2002).

Bibliografia

Dillon H., 2012, *Hearing aids*, Boomerang Press, Sydney.

Gołębiewski R., 2009, *Weryfikacja i walidacja dopasowania aparatów słuchowych*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 3, 4.

Hojan E., 1997, *Akustyka aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

Hojan E., 2001, *Miernictwo aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.

PN-EN 60118-7. Elektroakustyka. Aparaty słuchowe. Część 7. *Pomiar parametrów technicznych aparatów słuchowych w celu zapewnienia jakości produkcji, dostaw i zaopatrzenia*.

Skrodzka E., Gołębiewski R., 2004, *Czy można dopasować aparat słuchowy bez użycia komory pomiarowej?*, Akustyka w Audiologii i Foniatrii, Poznań, 4–5 czerwiec.

Valente M., 2002, *Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings*, Thieme, New York.

Valente M. (red.), 1996, *Hearing aids: Standards, options, and limitations*, Thieme, New York.

Vonlanthen A., Arndt H., 2007, *Hearing instrument technology for the hearing health care professional*, Thomson Delmar Learning, New York.

Weinstein B.E., 1997, *Customer satisfaction with and benefit from hearing aids*, Seminars in Hearing, 18, s. 3–5.

ROMAN GOŁĘBIEWSKI, ARTUR DURAJ

POMIARY NA UCHU RZECZYWISTYM

WPROWADZENIE

Pomiary na uchu rzeczywistym, zwane często pomiarami *in situ*, to pomiary w pobliżu błony bębenkowej. Zwrot *in situ* pochodzi z języka łacińskiego i oznacza w dosłownym tłumaczeniu *w miejscu*. Jego znaczenie jest różne w zależności od kontekstu: w akustyce znajduje zastosowanie na przykład do pomiarów skuteczności akustycznej ekranów przeciwhałasowych (pomiary *in situ* skuteczności) w miejscu zainstalowania ekranów czy w pomiarach na uchu rzeczywistym (w pobliżu błony bębenkowej).

Pomiary na uchu rzeczywistym obejmują bardzo obszerny zakres materiału, pojęć, parametrów oraz stosunkowo skomplikowaną procedurę pomiarową. Poniżej przedstawiono tylko wybrane zagadnienia związane z tymi pomiarami, w tym podstawowe pojęcia oraz definicje parametrów. Dodatkowo wskazano, do jakich celów mogą służyć wyniki pomiarów na uchu rzeczywistym.

Przed wprowadzeniem podstawowych definicji parametrów związanych z pomiarami na uchu rzeczywistym spróbujmy odpowiedzieć na pytanie: Do czego te pomiary mogą zostać wykorzystane? Są przynajmniej dwa bardzo ważne obszary, w których wyniki pomiarów poziomu ciśnienia akustycznego w pobliżu błony bębenkowej mogą być zastosowane:

1) dopasowanie aparatów słuchowych (np.: NAL NL1, NAL NL2, DSL),

2) weryfikacja ustawień aparatu oraz metod/algorytmów użytych w aparacie – w kontekście ich efektywności szczelności ochronników (patrz *Ochronniki słuchu*).

3) szczelność ochronników (patrz *Ochronniki słuchu*).

W obu przypadkach największą zaletą wykonywania pomiarów na uchu rzeczywistym jest możliwość uwzględnienia indywidualnych właściwości przewodu słuchowego zewnętrznego. Najnowsze metody dopasowania aparatów słuchowych wymuszają konieczność określenia przebiegów w funkcji częstotliwości takich parametrów, jak REUG, RECD lub REDD (patrz *Pomiary na uchu rzeczywistym*). Wymóg ten związany jest z potrzebą dokładnego dopasowania aparatu słuchowego w zależności od indywidualnych właściwości przewodu słuchowego zewnętrznego. W przypadku braku możliwości wykonania pomiarów jednego z wymienionych parametrów, należy precyzyjnie podać wiek pacjenta. Na tej podstawie zostają wybrane uśrednione wartości tych parametrów (wyznaczone dla dużej populacji osób w podobnym wieku).

Pomiary *in situ* to również możliwość przeprowadzenia weryfikacji aparatu słuchowego (kolejny etap dopasowania aparatu). W ramach weryfikacji należy zmierzyć charakterystykę wzmocnienia aparatu słuchowego, maksymalnego poziomu wyjściowego oraz charakterystyki dynamicznej (zależności pomiędzy wejściem i wyjściem aparatu). Parametry te trzeba wyznaczać w funkcji częstotliwości.

Pojęcie weryfikacji wiąże się z obiektywnym pomiarem parametrów akustycznych oraz porównaniem ich wartości z wymaganiami określonymi przez wybraną metodę dopasowania aparatu (np. DSL, FIG 6, NAL NL2 itp.). W zależności od wybranej metody dopasowania (liniowej lub nieliniowej) weryfikacja powinna zostać przeprowadzona dla różnych poziomów na wejściu aparatu słuchowego. Niestety, wiążą się z tym konkretne problemy – różnice pomiędzy wzmocnieniami określonymi przez poszczególne metody mogą sięgać kilkunastu, a nawet kilkudziesięciu decybeli (w zależności od wielkości i rodzaju ubytku słuchu oraz częstotliwości). Pojawia się zatem problem, którą metodę wybrać do określenia parametrów aparatu i w konsekwencji, na której metodzie oprzeć weryfikację aparatu słuchowego?

Pomiary na uchu rzeczywistym, na potrzeby weryfikacji, są szczególnie zalecane przy dopasowaniu aparatów cyfrowych. Wynika to z faktu, że od tych aparatów słuchowych wymaga się zdecydowanie większej efektywności i w rezultacie większego zysku (płacę – wymagam). Niestety, potrzeba weryfikacji cyfrowych aparatów słuchowych implikuje konieczność zastosowania specjalnych procedur – metod badawczych oraz specjalistycznej aparatury. Procedurą weryfikacyjną powinno objąć się przede wszystkim układy redukcji hałasu, kierunkowości oraz układy antysprzężeniowe. Te układy decydują o przewadze aparatów cyfrowych nad aparatami klasycznymi (analogowymi).

DLA KOGO NALEŻY WYKONYWAĆ POMIARY NA UCHU RZECZYWISTYM?

Z uwagi na możliwość uwzględnienia indywidualnych właściwości przewodu słuchowego zewnętrznego pomiary na uchu rzeczywistym należy wykonywać dla:

– dzieci poniżej 5. roku życia (przewód słuchowy mniejszy niż u osób dorosłych),

– osób dorosłych, które mają znacząco różne wymiary przewodu słuchowego,

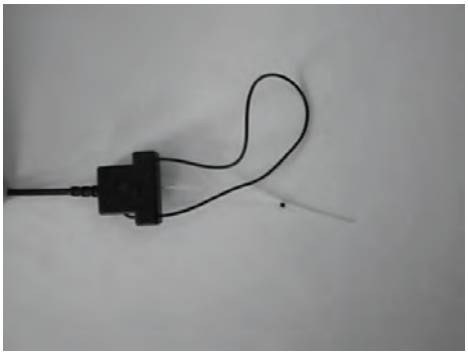
– osób po zabiegach chirurgicznych, które mogły spowodować zmiany przewodu słuchowego zewnętrznego.

Pomiary na uchu rzeczywistym wykonuje się z wykorzystaniem sondy mikrofonowej. Jest to cienki wężyk o średnicy około 1 mm i długości kilku centymetrów (ryc. 1).



Ryc. 1. Sonda mikrofonowa wykorzystywana w pomiarach *in situ*

Na rycinie 2 i 3 przedstawiono przykładowe zestawy do pomiarów akustycznych na uchu rzeczywistym.

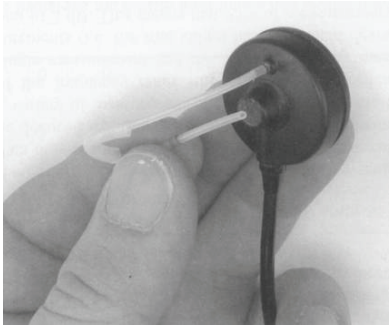


Ryc. 2. Zestaw do pomiarów na uchu rzeczywistym w zestawie MS 25

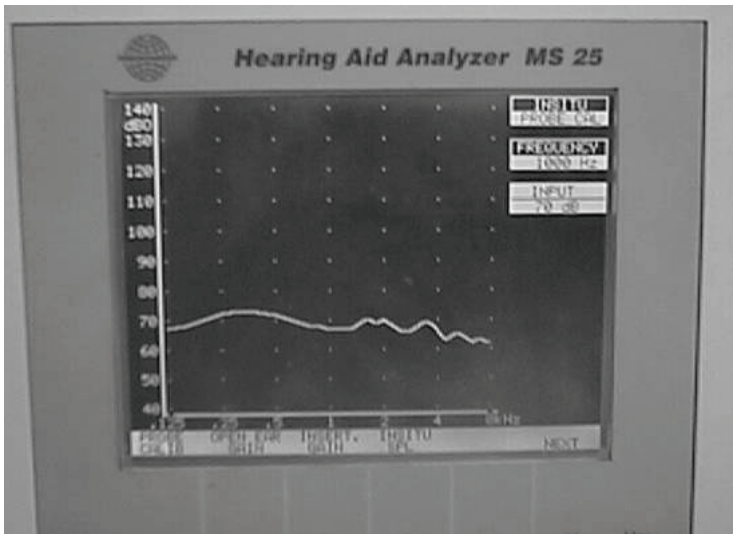
Układ, który służy do pomiarów na uchu rzeczywistym, musi zostać skalibrowany. Na rycinie 3, na przykładzie zestawu pomiarowego, w który wyposażony jest analizator aparatów słuchowych MS 25, pokazano sposób kalibracji sondy mikrofonowej. Końcówkę sondy należy zbliżyć do mikrofonu referencyjnego (ryc. 4), a następnie oba mikrofony zbliżyć na odległość około 30 cm od głośnika (ryc. 3). W kolejnym kroku trzeba wygenerować sygnał akustyczny (poziom tego sygnału powinien być o kilkanaście decybeli wyższy niż poziom tła akustycznego). Przykładowy wynik kalibracji przedstawiono na rycinie 5. Wynika z niej, że sygnałem pobudzającym był sygnał o poziome ciśnienia równym 70 dB SPL. Dla niskich i średnich częstotliwości sonda zarejestrowała sygnały o poziomie około 70 dB SPL. Ze wzrostem częstotliwości poziom spada, co oznacza, że sonda tłumi wysokie częstotliwości. Z tego powodu dla każdej sondy wykonuje się pomiar kalibracyjny w celu uniezależnienia się w pomiarach właściwych od właściwości samej sondy.



Ryc. 3. Kalibracja sondy mikrofonowej



Ryc. 4. Położenie sondy w stosunku do mikrofonu referencyjnego



Ryc. 5. Wynik kalibracji sondy mikrofonowej

1. DEFINICJA PARAMETRÓW AKUSTYCZNYCH MIERZONYCH NA UCHU RZECZYWISTYM

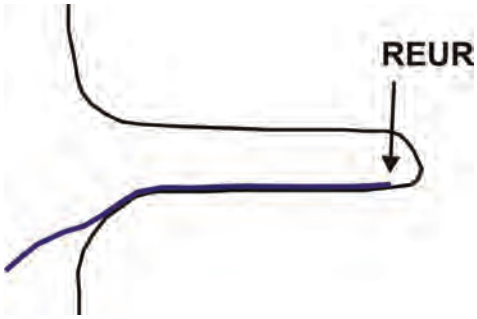
Poniżej przedstawiono podstawowe pojęcia związane z pomiarami na uchu rzeczywistym, zdefiniowane w normie ANSI S3.46-1997. Amercian National Standard Methods for Measurement of Real-Ear Performance Characteristics of Hearing Aids.

Nazewnictwo poszczególnych parametrów rządzi się pewną prawidłowością. Jeśli w nazwie parametru znajduje się litera „G" – oznacza to „Gain" – jest to różnica dwóch wartości (np. parametr REUG). Parametry te wyrażane są w dB. Jeśli w nazwie parametru znajduje się litera „R" – co oznacza „Response" – jest to wartość zmierzona bezpośrednio w pobliżu błony bębenkowej (np. REUR). Parametry te wyrażane są w dB SPL.

REUR

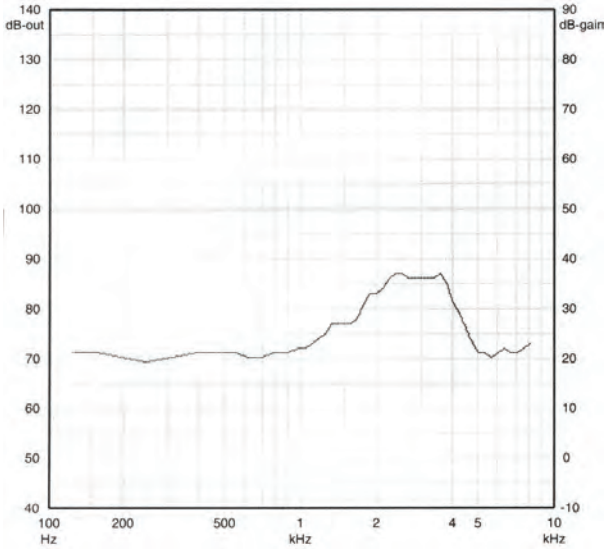
REUR (*Real Ear Unaided Response*) – poziom ciśnienia akustycznego [dB SPL], w funkcji częstotliwości, w wybranym punkcie, w przewodzie słuchowym zewnętrznym, w określonym polu akustycznym (tj. dla określonego kierunku fali akustycznej docierającej do ucha) oraz przy braku aparatu słuchowego (wkładki usznej lub aparatu wewnętrznego).

Prościej – REUR jest to poziom ciśnienia akustycznego w funkcji częstotliwości, mierzony w przewodzie słuchowym zewnętrznym dla danego poziomu ciśnienia akustycznego na jego wejściu.

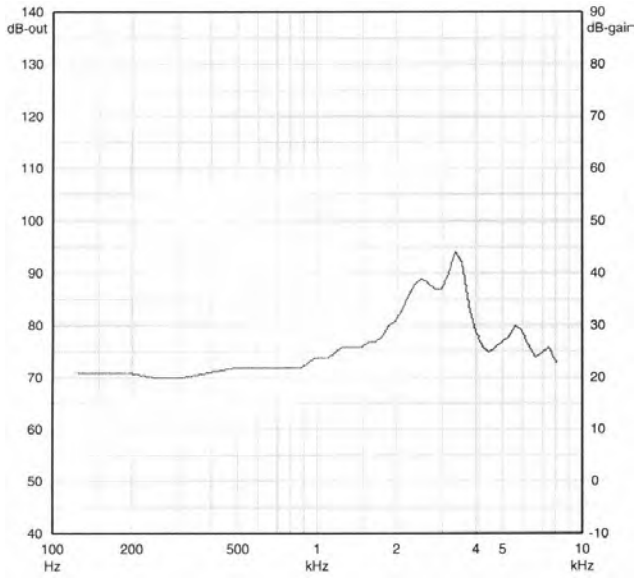


Ryc. 6. Pomiar parametru REUR

Przykładowy przebieg parametru REUR w funkcji częstotliwości wyznaczony dla osoby dorosłej przedstawiono na rycinie 7 i 8. Sygnałem testowym był sygnał o poziomie ciśnienia akustycznego 70 dB SPL, którego częstotliwość zmieniała się co $^1/_{24}$ oktawy. W obu przypadkach w przebiegu REUR występuje maksimum, które przypada dla zakresu częstotliwości od 2 do 4 kHz.



Ryc. 7. Przykładowy przebieg parametru REUR (osoba dorosła, mężczyzna)



Ryc. 8. Przykładowy przebieg parametru REUR (osoba dorosła, kobieta)

REUG

REUG (*Real Ear Unaided Gain*) – różnica [dB] w funkcji częstotliwości, pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego w wybranym punkcie w przewodzie słuchowym zewnętrznym, w określonym polu akustycznym oraz przy braku aparatu słuchowego (wkładki usznej lub aparatu wewnętrznego).

Prostsza definicja REUG – wzmocnienie wnoszone przez przewód słuchowy zewnętrzny (w stopniu zależnym od ukształtowania przewodu słuchowego oraz efektów związanych z dyfrakcją fali akustycznej na głowie). Jest to różnica pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej i poziomem ciśnienia akustycznego na wejściu przewodu słuchowego zewnętrznego (ryc. 9):

$$\mathrm{REUG} = L_{p2} - L_{p1} \ \ [\mathrm{dB}] \tag{1}$$

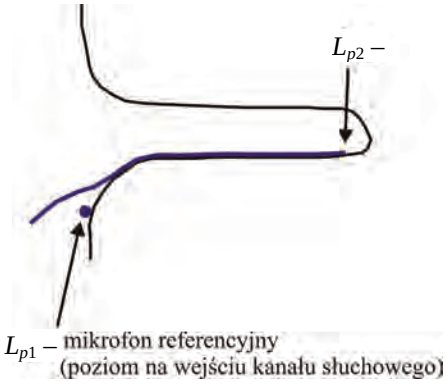
gdzie:

L_{p2} – poziom ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej,

L_{p1} – poziom ciśnienia akustycznego na wejściu przewodu słuchowego zewnętrznego.

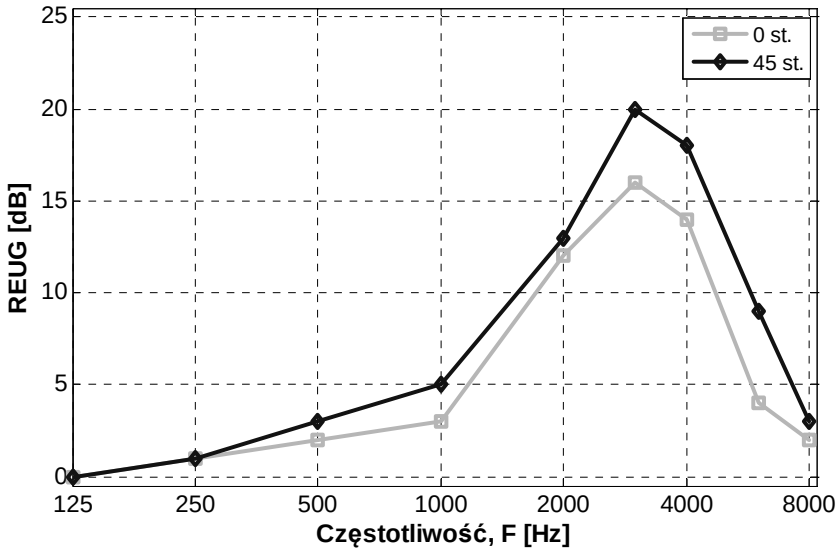
Wykorzystując parametr REUR, wielkość REUG można zdefiniować jako:

$$\mathrm{REUG} = \mathrm{REUR} - L_{p1} \ \ [\mathrm{dB}] \tag{2}$$

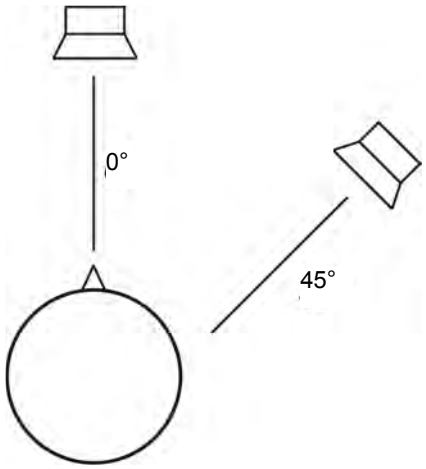


Ryc. 9. Pomiar parametru REUG

Na rycinie 10 zaprezentowano wyniki REUG uśrednione dla osób dorosłych, dla dwóch pozycji źródła dźwięku: gdy źródło znajduje się na wprost pacjenta (0°) oraz dla położenia źródła pod kątem 45° (ryc. 11). Dla osób dorosłych przyjmuje się, że maksimum REUG wynosi około 17 dB dla częstotliwości w zakresie od 2 do 3 kHZ (maks. dla 2,7 kHz). Często w przebiegu REUG, w indywidualnych przypadkach, pojawia się drugie maksimum (ok. 14–15 dB) dla częstotliwości w zakresie od 4 do 5 kHz.

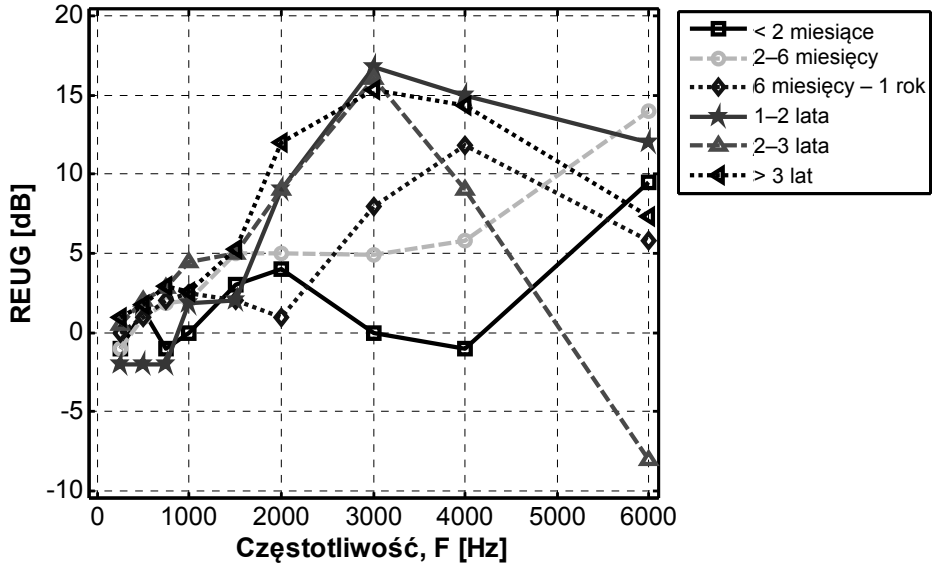


Ryc. 10. Uśrednione wartości REUG dla osób dorosłych, zmierzone dla dwóch pozycji źródła dźwięku



Ryc. 11. Położenie źródła dźwięku w pomiarach REUG

Uśrednione, w zależności od wieku, wartości REUG przedstawiono na rycinie 12 (Valente, 2012). REUG bardzo mocno zależy od wieku, co jest konsekwencją wielkości przewodu słuchowego zewnętrznego.



Ryc. 12. Wartości REUG uśrednione w zależności od wieku

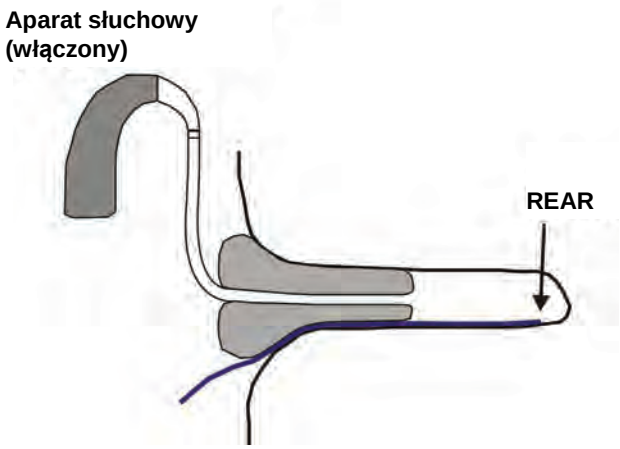
Parametr REUG czasami jest nazywany rezonansem ucha otwartego (*Open Ear Gain*, OEG).

Parametr REUG (podobnie jak REUR) służy do tego, aby odnieść wynik pomiaru parametru REIG, czyli wzmocnienia aparatu zmierzonego na uchu rzeczywistym do wymagań określonych przez wybraną metodę dopasowania aparatu. REUG wykorzystywany jest również do zmiany jednostek audiometrycznych (z dB HL na dB SPL). Dane te są przedstawione na tak zwanym SPL-O-Gram-ie (w taki sposób wszystkie parametry przedstawiane są w metodzie DSL czy NAL NL2). Ponadto, parametr REUR może służyć jako miara pewnych nieprawidłowości w przewodzie słuchowym zewnętrznym. W przypadku wystąpienia jakiś odstępstw, nieprawidłowości w budowie przewodu słuchowego – otrzymuje się odbiegający od uśrednionych wartości przebieg wartości parametru REUG.

REAR

REAR – *Real Ear Aided Response* – poziom ciśnienia akustycznego [dB SPL], w funkcji częstotliwości, w wybranym punkcie w przewodzie słuchowym zewnętrznym, w określonym polu akustycznym – przy założonym i włączonym aparacie słuchowym (z wkładką uszną w przypadku aparatu zausznego lub z aparatem wewnątrzusznym).

Prostsza definicja: REAR to charakterystyka częstotliwościowa poziomu ciśnienia akustycznego w przewodzie słuchowym zewnętrznym – przy założonym i włączonym aparacie słuchowym (ryc. 13).



Ryc. 13. Pomiar parametru REAR

REAG

REAG – *Real Ear Aided Gain* – różnica [dB], w funkcji częstotliwości, pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego w wybranym punkcie w przewodzie słuchowym zewnętrznym, w określonym polu akustycznym – przy założonym i włączonym aparacie słuchowym.

Prościej – wzmocnienie aparatu słuchowego w funkcji częstotliwości, mierzone w przewodzie słuchowym zewnętrznym, w pobliżu błony bębenkowej. Jest to różnica pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej a poziomem ciśnienia akustycznego na wejściu przewodu słuchowego, przy założonym i działającym aparacie słuchowym (ryc. 14):

$$\mathrm{REAG} = L_{p2}^{\mathrm{ap.wł}} - L_{p1} \ [\mathrm{dB}] \tag{3}$$

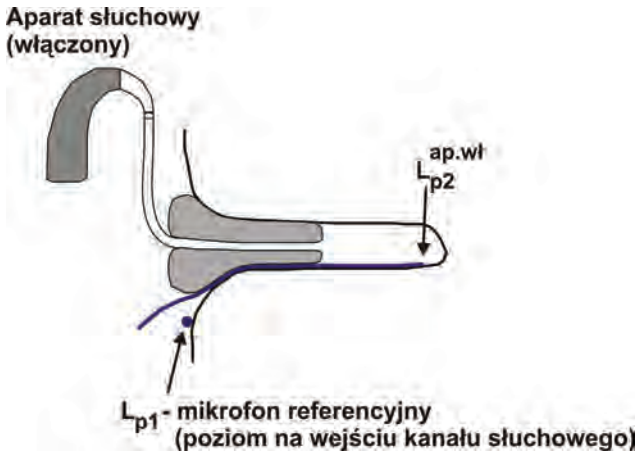
gdzie:

$L_{p2}^{\mathrm{ap.wł}}$ – poziom ciśnienia akustycznego zmierzony przy błonie bębenkowej, przy założonym i włączonym aparacie słuchowym,

L_{p1} – poziom na wejściu przewodu słuchowego.

Wykorzystują parametr REAR, wielkość REAG można zdefiniować jako:

$$\mathrm{REUG} = \mathrm{REAR} - L_{p1} \ [\mathrm{dB}] \tag{4}$$



Ryc. 14. Pomiar parametru REAG

Wielkości REAR oraz REAG służą przede wszystkim jako krzywe odniesienia do wyliczenia krzywej REIG (parametr zdefiniowany poniżej). Kilka metod dopasowania aparatów słuchowych, które określają niezbędne para-

metry aparatu, wymagają, aby w trakcie dopasowania ustawiać i korygować przebiegi tych parametrów na uchu rzeczywistym.

REIG

REIG – *Real Ear Insertion Gain* – różnica [dB], w funkcji częstotliwości, pomiędzy parametrami REAG i REUG:

$$\text{REIG} = \text{REAG} - \text{REUG} \ \text{[dB]} \tag{5}$$

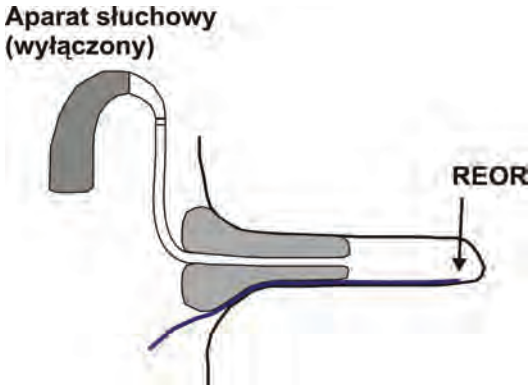
Prościej – REIG jest wzmocnieniem, w funkcji częstotliwości, wnoszonym tylko przez aparat słuchowy – bez uwzględnienia wzmocnienia, które powstaje na skutek rezonansów w przewodzie słuchowym zewnętrznym.

Jak wskazano powyżej, REIG określa (z wykorzystaniem metod dopasowania aparatów, np. DSL, NAL NL2) wymagane wzmocnienie aparatu słuchowego dla różnych poziomów na wejściu aparatu. Metody te wymuszają konieczność pomiaru tego parametru w trakcie dopasowania.

REOR

REOR – *Real Ear Occluded Response* – poziom ciśnienia akustycznego [dB SPL], w funkcji częstotliwości, w wybranym punkcie w przewodzie słuchowym zewnętrznym, w określonym polu akustycznym – przy założonym, ale wyłączonym aparacie słuchowym (ryc. 15).

Prościej – charakterystyka częstotliwościowa poziomu ciśnienia akustycznego zmierzona w przewodzie słuchowym zewnętrznym, w pobliżu błony bębenkowej, z założonym, ale wyłączonym aparatem słuchowym.



Ryc. 15. Pomiar parametru REOR

REOG

REOG – *Real Ear Occluded Gain* – wzmocnienie [dB], w funkcji częstotliwości, w wybranym punkcie w przewodzie słuchowym zewnętrznym, w określonym polu akustycznym – przy założonym, ale wyłączonym aparacie słuchowym (z wkładką uszną lub aparatem wewnętrznym – wyłączonym) – rycina 16.

Prościej – REOG jest różnicą [dB], w funkcji częstotliwości, pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej oraz poziomem na wejściu przewodu słuchowego – przy założonym i wyłączonym aparacie słuchowym:

$$\mathrm{REOG} = L_{p2}^{\mathrm{ap.wył}} - L_{p1} \ [\mathrm{dB}] \tag{6}$$

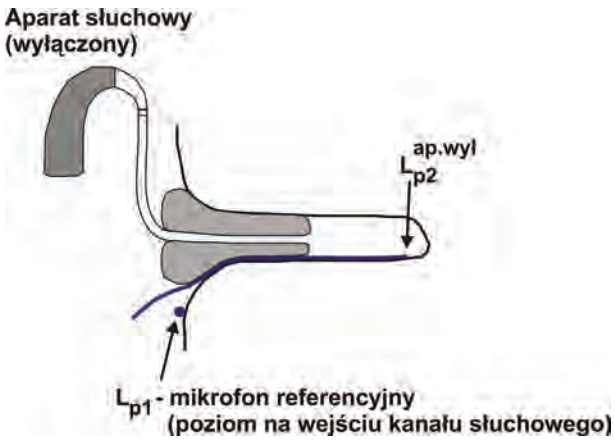
gdzie:

$L_{p2}^{\mathrm{ap.wył}}$ – poziom ciśnienia akustycznego zmierzony przy błonie bębenkowej przy założonym i wyłączonym aparacie słuchowym,

L_{p1} – poziom na wejściu przewodu słuchowego.

Korzystając z definicji REOR, wielkość REOG możemy podać jako:

$$\mathrm{REOG} = \mathrm{REOR} - L_{p1} \ [\mathrm{dB}] \tag{7}$$



Ryc. 16. Pomiar parametru REOG

Parametry REOR oraz REOG wykorzystuje się do określenia wpływu wentylacji na charakterystykę częstotliwościową wzmocnienia aparatu. Z analizy przebiegu tych parametrów wynika, czy wzmocnienie dla niskich częstotliwości jest wystarczające do skompensowania wielkości ubytku słuchu.

REDD

REDD – *Real Ear Dial Difference* – różnica [dB] pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego, w funkcji częstotliwości, zmierzonym w przewodzie słuchowym zewnętrznym oraz ustawieniami audiometru.

Inaczej – różnica pomiędzy pomiarem w przewodzie słuchowym zewnętrznym a ustawieniami audiometru, który wygenerował te sygnały.

Parametr REDD służy przede wszystkim do konwersji jednostek z dB HL na dB SPL. Przy jego użyciu tworzy się tak zwany SPL-O-Gram.

RESR

RESR – *Real Ear Saturation Response* – poziom ciśnienia akustycznego [dB SPL], w funkcji częstotliwości, zmierzony w wybranym punkcie w przewodzie słuchowym zewnętrznym oraz przy takich ustawieniach aparatu słuchowego, które pozwalają wygenerować maksymalny poziom na wyjściu aparatu słuchowego.

Inaczej – charakterystyka częstotliwościowa aparatu słuchowego zmierzona w przewodzie słuchowym zewnętrznym dla poziomu wejściowego oraz takich ustawień aparatu, które zapewniają osiągnięcie maksymalnego poziomu na wyjściu aparatu.

Głównym celem pomiaru parametru RESR jest określenie maksymalnego poziomu ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej, czyli po wyjściu z aparatu słuchowego oraz po przejściu przez przewód słuchowy. Pomiar ten pozwala zorientować się, czy poziom sygnału, który dociera do błony bębenkowej, nie przekracza dopuszczalnych wartości, to jest nie przekracza poziomu dyskomfortu. Z drugiej strony, pomiar RESR pozwala również przekonać się, czy wielkość tego parametru nie jest ustawiona zbyt restrykcyjnie. Może to bowiem oznaczać zbyt wąską dynamikę słuchu. Przy pomiarze RESR mogą występować (mogą zostać wygenerowane) sygnały powodujące dyskomfort. Z tego powodu zaleca się, aby wartość tego parametru określać z wykorzystaniem RECD.

RECD

RECD – *Real-Ear Coupler Difference* – różnica pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego, w funkcji częstotliwości, w wybranym punkcie przewodu słuchowego zewnętrznego, w określonym polu akustycznym, oraz poziomem ciśnienia akustycznego zmierzonym na sprzęgaczu 2 cm^3, dla określonego poziomu wejściowego:

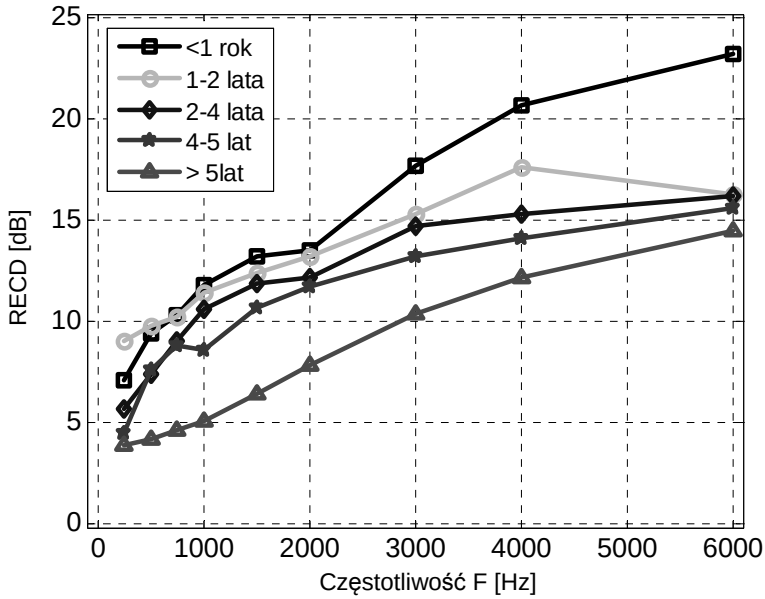
$$\mathrm{RECD} = \mathrm{RESPL} - L_p^{2\,\mathrm{cm}^3} \tag{8}$$

gdzie:

RESPL – poziom ciśnienia akustycznego zmierzony w przewodzie słuchowym zewnętrznym (w pobliżu błony bębenkowej), dla określonego poziomu wejściowego,

$L_p^{2\mathrm{cm}^3}$ – poziom ciśnienia akustycznego zmierzony na sprzęgaczu, dla tego samego poziomu wejściowego.

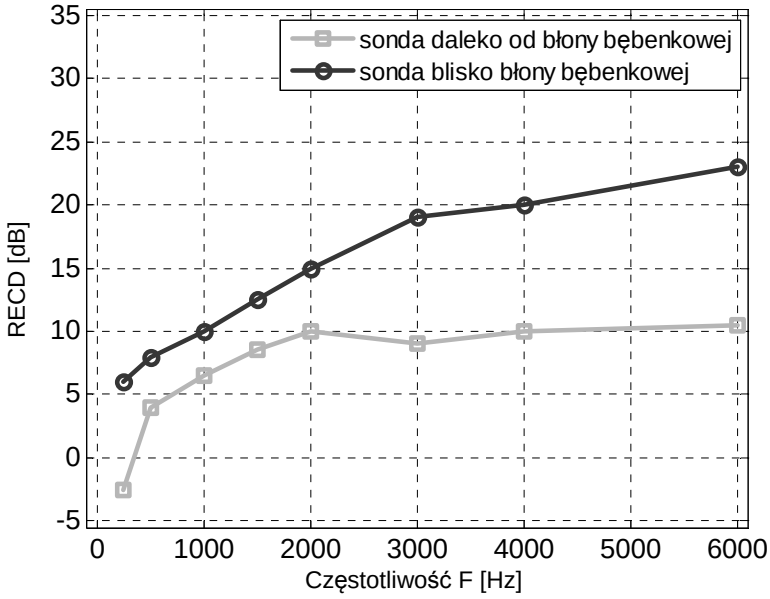
Na rycinie 17 przedstawiono uśrednione wartości RECD, w zależności od wieku pacjenta. RECD wyraźnie zależy od częstotliwości – wraz ze wzrostem częstotliwości rośnie wartość RECD. Największe wartości parametru występują u dzieci poniżej pierwszego roku życia – wartości RECD sięgają około 24 dB. Oznacza to, że różnica pomiędzy wzmocnieniem określanym w uchu rzeczywistym u małych dzieci jest o ponad 20 dB większe niż u osób dorosłych. Wartości RECD maleją z wiekiem.



Ryc. 17. Uśrednione wartości RECD w zależności od wieku pacjenta

Na rycinie 18 zaprezentowano parametr RECD zmierzony w dwóch różnych odległościach od błony bębenkowej. Z przedstawionych zależności wyraźnie wynika wpływ pozycji sondy w przewodzie słuchowym – blisko

błony bębenkowej otrzymuje się dużo większe wartości niż w większej odległości od błony (różnica ponad 10 dB – dla wyższych częstotliwości).



Ryc. 18. Wartość RECD w zależności od lokalizacji sondy w przewodzie słuchowym zewnętrznym

Z pomiarem RECD (podobnie jak z innymi parametrami mierzonymi na uchu rzeczywistym) wiążą się następujące problemy i trudności:

1) pomiary mogą być obarczone sporym błędem; dla wysokich częstotliwości związane jest to z odległością od błony bębenkowej, a dla niskich częstotliwości z występowaniem dużej nieszczelności we wkładce usznej,

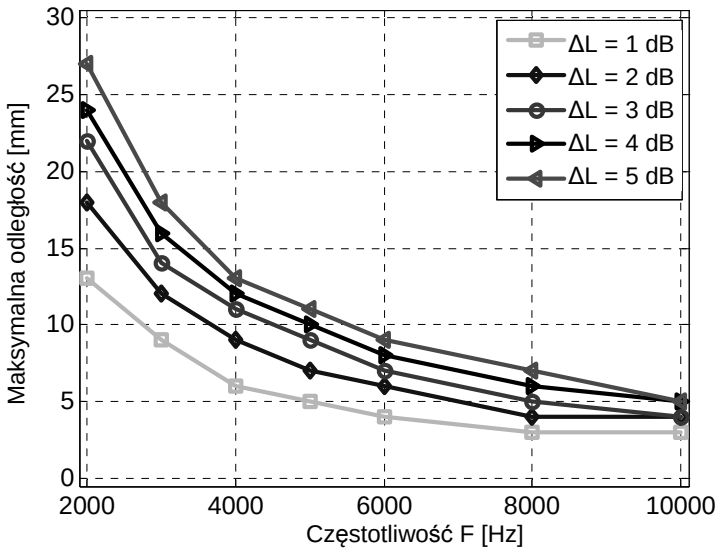
2) brak standaryzacji metody pomiarowej.

Pomiar parametru RECD często jest wykorzystywany jako test na „szczelność wkładki usznej" i/lub w celu potwierdzenia dopasowania aparatu z wykorzystaniem wkładki otwartej. Jeśli krzywe REUG oraz REOG pokrywają się, co oznacza, że dopasowanie aparatu jest otwarte (duża wentylacja) i zachowane jest wzmocnienie wnoszone przez przewód słuchowy zewnętrzny. Jeżeli krzywe REUG i REOG mają podobny przebieg (podobny kształt), ale nie pokrywają się, wówczas dopasowanie jest częściowo otwarte i wzmocnienie otwartego przewodu słuchowego jest w znacznym stopniu zachowane.

2. TECHNIKA WYKONYWANIA POMIARÓW NA UCHU RZECZYWISTYM

Przed każdym pomiarem należy przeprowadzić badanie otoskopowe ucha oraz wykonać kalibrację sondy mikrofonowej. W celu przeprowadzenia wszystkich pomiarów sondę mikrofonową należy umieszczać bardzo blisko błony bębenkowej – w odległości około 5 mm od błony. Z czego to wynika?

Pozycja sondy (odległość od błony bębenkowej) nie wpływa na pomiar dla częstotliwości poniżej 2 kHz w przypadku wkładki zamkniętej oraz poniżej 1 kHz w przypadku wkładki otwartej (długość fali jest większa niż wymiar przewodu). Ze wzrostem częstotliwości natomiast pozycja sondy jest bardzo ważna i w istotnym stopniu wpływa na wynik pomiaru. Chcąc zminimalizować błąd pomiaru, sonda powinna znajdować się bardzo blisko błony bębenkowej. Dla częstotliwości sygnału $f = 6$ kHz, aby błąd pomiaru nie przekroczył 2 dB, odległość powinna wynosić około 6 mm (0,1 długości fali) – rycina 19. Jeśli chcielibyśmy wykonywać pomiary, na przykład parametru REAG, do 8 kHz (co jest istotne przy dopasowaniu aparatów słuchowych dzieciom) z dokładnością do 1 dB, wówczas maksymalna odległość od błony bębenkowej nie powinna być większa niż 3 mm. Jeśli interesowałby nas pomiar do 5 kHz, z dokładnością do 5 dB, wówczas maksymalna odległość nie może być większa niż 11 mm.



Ryc. 19. Wpływ odległości sondy mikrofonowej od błony bębenkowej na wynik pomiaru (Dillon, 2012)

Pomiar REUR oraz REUG

1. Umieścić sondę w pobliżu błony bębenkowej, maksymalnie 5 mm od błony.
2. Pacjent powinien znajdować się przed głośnikiem (twarz zwrócona w stronę głośnika).
3. Wybrać określony poziom ciśnienia akustycznego sygnału (poziom sygnału powinien być wyższy o kilka – kilkanaście decybeli powyżej tła akustycznego).
4. Uruchomić pomiar.

Pomiar REAR oraz REAG

1. Umieścić sondę w pobliżu błony bębenkowej, maksymalnie 5 mm od błony.
2. Włożyć wkładkę uszną i aparat słuchowy. Podczas wkładania wkładki (lub aparatu wewnątrzusznego) należy przytrzymać sondę, aby nie zmieniła swojej pozycji (nie przesunęła się).
3. Włączyć aparat słuchowy i ustawić odpowiednie wzmocnienie.
4. Pacjent powinien znajdować się przed głośnikiem (twarz zwrócona w stronę głośnika).
5. Uruchomić pomiar.

Pomiar REIG

1. Wykonać pomiar REUR.
2. Wykonać pomiar REAR. Sonda w trakcie pomiaru REUR oraz REAR musi znajdować się tej samej pozycji.
3. Parametr REIG otrzymuje się poprzez odjęcie REUR od REAR, w funkcji częstotliwości.

Pomiar REOR oraz REOG

1. Umieścić sondę w pobliżu błony bębenkowej, maksymalnie 5 mm od błony.
2. Włożyć wkładkę uszną i aparat słuchowy. Podczas wkładania wkładki (lub aparatu wewnątrzusznego) należy przytrzymać sondę, aby nie zmieniła swojej pozycji (nie przesunęła się). Aparat słuchowy musi być wyłączony.

Jeśli parametry REOR i REOG będą porównywane z parametrami REUR i REUG, wówczas sonda musi znajdować się w tej samej pozycji w trakcie tych pomiarów.

3. Pacjent powinien znajdować się przed głośnikiem (twarz zwrócona w stronę głośnika).

4. Wybrać odpowiedni poziom ciśnienia akustycznego sygnału testowego (poziom sygnału musi być o kilka – kilkanaście decybeli wyższy od tła akustycznego).

5. Uruchomić pomiar.

Bibliografia

Dillon H., 2012, *Hearing aids*, Boomerang Press, Sydney.

Gołębiewski R., 2004, *Pomiary akustyczne metodą* in-situ, cz. 1, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 18, s. 20–24.

Gołębiewski R., 2005, *Pomiary akustyczne metodą* in-situ, cz. 2, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 20, s. 26–29.

Gołębiewski R., 2007, *Dopasowanie otwarte*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 3,

Valente M. (red.), 1996, *Hearing aids: Standards, options, and limitations*, Thieme, New York.

Valente M., 2002, *Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings*, Thieme, New York.

EDWARD HOJAN, ROMAN GOŁĘBIEWSKI,
ALEKSANDER SĘK

REGUŁY DOPASOWANIA APARATÓW SŁUCHOWYCH

Wyróżnia się dwie podstawowe procedury doboru reguł, na podstawie których wyliczane są zalecane wartości liczbowe wybranych parametrów akustycznych aparatów słuchowych, dopasowywanych do konkretnej osoby słabosłyszącej. Pierwsza z tych procedur opiera się na wartościach progu słyszalności sygnałów akustycznych, a druga na skalowaniu ich głośności.

Procedury oparte na wartościach progu słyszalności sygnałów akustycznych (*hearing threshold level*, HTL) prowadzą do wyznaczenia tak zwanej wartości docelowej wzmocnienia aparatu słuchowego w funkcji częstotliwości sygnału (krzywa docelowa), wiążąc je z wartościami „maksymalnego komfortu percepcji" (*most comfortable level*, MCL). Wartości MCL mogą być różne dla konkretnej osoby słabosłyszącej, co wynika z różnej dynamiki resztkowego pola słuchowego, jak i wielkości ubytku słuchu tej osoby.

Pierwsze reguły doboru wartości liczbowych wybranych parametrów akustycznych aparatów słuchowych powstały dla aparatów liniowych; jednakowe wzmocnienie (jedna krzywa docelowa) dla wszystkich poziomów sygnału wejściowego. Do najbardziej znanych spośród nich zaliczyć należy reguły: 1/2 HTL, 1/3 HTL, Berger, POGO, NAL, Libby, Keller, DSL (Hojan, 2009).

Kolejne reguły, których podstawą są wartości progu słyszalności sygnałów akustycznych, odnosiły się już do aparatów słuchowych nieliniowych: zmodyfikowane reguły NAL oraz DSL. Prowadzą one, poprzez uwzględnienie kompresji sygnału wejściowego, do wielu krzywych docelowych przypisanych zmiennym poziomom sygnału wejściowego.

Procedury opierające się na skalowaniu głośności sygnału akustycznego dążą do odtworzenia jego głośności przypisanej percepcji przez osobę o słuchu normalnym. W wyniku skalowania głośności percypowanego sygnału akustycznego przez osobę słabosłyszącą wyznacza się potrzebne wzmocnienie sygnału w funkcji częstotliwości i poziomu sygnału wejściowego – dla cichych, normalnych i głośnych sygnałów. Do najbardziej znanych zalicza się metody LGOB, IHAFF. Zaleca się poznanie również procedur interaktywnych, na przykład A-Life, NSLE (HGJ), jak i procedur wskazywanych przez poszczególnych producentów aparatów słuchowych (Hojan, 2009).

1. KLASYCZNE REGUŁY DOPASOWANIA APARATU SŁUCHOWEGO – WZMOCNIENIE LINIOWE

Klasyczne metody dopasowania to metody, które zostały opracowane kilkanaście i/lub (w niektórych przypadkach) kilkadziesiąt lat temu. Określają liniowe wzmocnienie, to jest wzmocnienie, którego wielkość nie zależy od poziomu sygnału na wejściu aparatu słuchowego. Na przykład, jeśli wzmocnienie aparatu dla wybranej częstotliwości wynosi 30 dB, to każdy sygnał wejściowy będzie wzmocniony o taką wartość – niezależnie od tego, jaki będzie poziom tego sygnału. Jeśli wzmocnienie aparatu zależy od poziomu sygnału na wejściu aparatu słuchowego, wówczas wzmocnienie jest nieliniowe.

We wstępie do tego rozdziału napisano, że metody dopasowania służą do określenia wymaganych parametrów aparatu słuchowego w celu kompensacji wielkości niedosłuchu. Na podstawie analizy wyników progów przewodnictwa powietrznego określany jest wymagany przebieg wzmocnienia w funkcji częstotliwości. Na końcową postać krzywej wzmocnienia może wpływać kilka innych czynników. Na przykład, dla niedosłuchów przewodzeniowych, dla których rezerwa ślimakowa (różnica pomiędzy przewodnictwem powietrznym i kostnym) jest większa od 10 dB, do wzmocnienia obliczonego na podstawie progów przewodnictwa powietrznego dodaje się pewną poprawkę, ΔG. Poprawka ta wynosi:

$$\Delta G = \frac{1}{4}(PP - PK),$$

gdzie:

PP – przewodnictwo powietrzne,

PK – przewodnictwo kostne.

Do klasycznych metod dopasowania aparatów słuchowych zalicza się następujące metody: Berger, POGO I, POGO II, 1/2 HTL, 1/3 HTL, NAL, NAL RM, SAS. Dla małych i średnich ubytków słuchu proponuje się takie metody, jak: Bergera, POGO I, 1/3 HTL, NAL oraz SAS, a dla dużych ubytków słuchu NAL RP oraz POGO II.

Wszystkie wymienione metody zaliczają się do tak zwanych ogólnych metod dopasowania, które są dostępne w większości programów i urządzeń do dopasowania aparatów słuchowych. Część klasycznych metod dopasowania została opracowana przez konkretnych producentów aparatów słuchowych na potrzeby wybranych aparatów słuchowych. Do takich metod należą na przykład metody Phox i Renard, opracowane przez firmę Bernafon dla swoich aparatów słuchowych.

Metoda Phox

Wzmocnienie w metodzie Phox oblicza się zgodnie z podanymi w tabeli 1 wzorami.

Tabela 1. Wzmocnienie określane w metodzie Phox

Częstotliwość, f [Hz]	Wzmocnienie, IG [dB]
250	$\frac{1}{2}\mathrm{HTL}_{250\,\mathrm{Hz}} + 6$
500	$\frac{1}{2}\mathrm{HTL}_{500\,\mathrm{Hz}} + 12$
1000	$\frac{1}{2}\mathrm{HTL}_{1000\,\mathrm{Hz}} + 16$
2000	$\frac{1}{2}\mathrm{HTL}_{2000\,\mathrm{Hz}} + 16$
4000	$\frac{1}{2}\mathrm{HTL}_{4000\,\mathrm{Hz}} + 12$

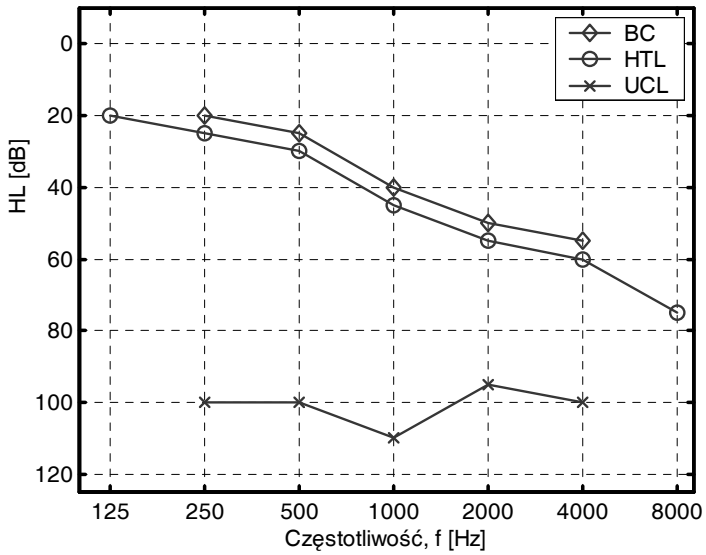
Metoda Renard

W tabeli 2 przedstawiono zależności, które pozwalają określić wzmocnienie aparatu słuchowego w metodzie Renard.

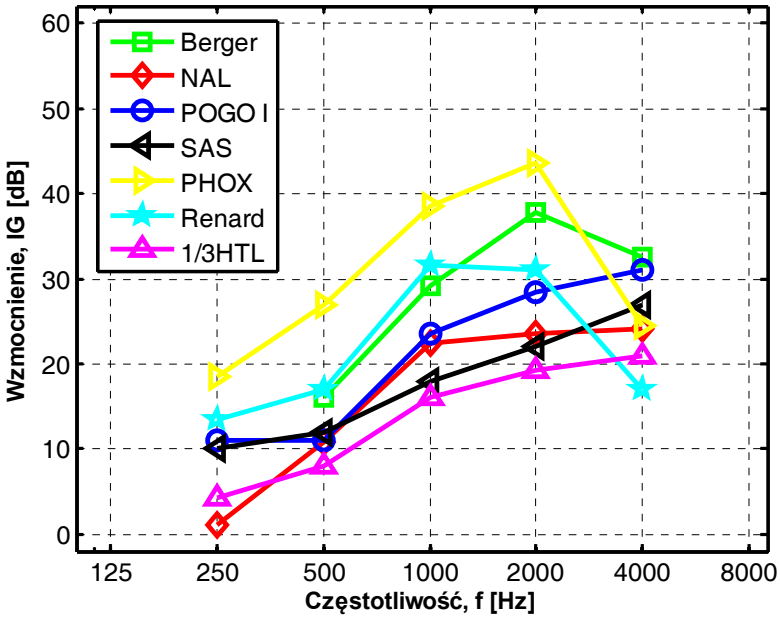
Tabela 2. Wzmocnienie określane w metodzie Renard

Częstotliwość, f [Hz]	Wzmocnienie, IG [dB]
250	$\frac{1}{2}\left(\mathrm{UCL}_{250\,\mathrm{Hz}} + \mathrm{HTL}_{250\,\mathrm{Hz}}\right) - 53 + 4$
500	$\frac{1}{2}\left(\mathrm{UCL}_{500\,\mathrm{Hz}} + \mathrm{HTL}_{500\,\mathrm{Hz}}\right) - 55 + 7$
1000	$\frac{1}{2}\left(\mathrm{UCL}_{1000\,\mathrm{Hz}} + \mathrm{HTL}_{1000\,\mathrm{Hz}}\right) - 56 + 10$
2000	$\frac{1}{2}\left(\mathrm{UCL}_{2000\,\mathrm{Hz}} + \mathrm{HTL}_{2000\,\mathrm{Hz}}\right) - 54 + 10$
4000	$\frac{1}{2}\left(\mathrm{UCL}_{4000\,\mathrm{Hz}} + \mathrm{HTL}_{4000\,\mathrm{Hz}}\right) - 53 + 10$

Dla wybranego audiogramu (niedosłuchu) (ryc. 1) wyznaczono konieczne wzmocnienie, obliczone różnymi klasycznymi metodami dopasowania (ryc. 2). Z przedstawionych zależności wynika że, różnice wzmocnienia pomiędzy kolejnymi metodami sięgają kilkunastu decybeli, a pomiędzy skrajnymi metodami różnica przekracza 20 dB!



Ryc. 1. Audiogram, dla którego wyznaczono wzmocnienie z wykorzystaniem klasycznych metod dopasowania (ryc. 2)



Ryc. 2. Porównanie klasycznych metod dopasowania aparatów słuchowych

Wspomniano, iż metody dopasowania aparatów słuchowych wykorzystuje się w celu określenia wymaganych parametrów aparatów słuchowych. Oprócz wyznaczenia wymaganego wzmocnienia aparatu bardzo ważne jest określenie:

1) charakterystyki dynamicznej, czyli zależności pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego na wyjściu i wejściu aparatu słuchowego,

2) wymaganego przebiegu maksymalnego poziomu na wyjściu aparatu w funkcji częstotliwości.

Niestety, żadna z klasycznych metod dopasowania nie określa zależności dynamicznej aparatu słuchowego. Należy jednak pamiętać, że metody te określają wzmocnienie liniowe – każdy sygnał na wejściu aparatu słuchowego (dla określonej częstotliwości) jest wzmocniony w takim samym stopniu. W praktyce, z wykorzystaniem układu kompresji na wejściu, zależność ta jest oczywiście zakłócona, ale metody klasyczne nie wyznaczają parametrów tej kompresji. Takie możliwości oferują najnowsze metody nieliniowe.

W przypadku charakterystyki **maksymalnego poziomu na wyjściu aparatu słuchowego** (MPO) wybrane metody określają sposób oszacowania tego parametru. Jego wartość szacuje się na podstawie przebiegu progu dyskomfortu. Maksymalny poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego nie powinien przekroczyć progu dyskomfortu. Jeżeli MPO byłby

wyższy niż UCL, wówczas aparat słuchowy generować będzie dźwięki, których poziom będzie wyższy niż próg dyskomfortu i osoba niedosłysząca będzie odczuwała bardzo duży dyskomfort. Najlepsza zatem metoda określenia parametru MPO jest następująca:

$$\mathrm{MPO}(f)\ [\mathrm{dB\,SPL}] = \mathrm{UCL}(f)\ [\mathrm{dB\,SPL}] = \mathrm{UCL}(f)\ [\mathrm{dB\,HL}] + \Delta L(f)\ [\mathrm{dB}] \quad (1)$$

gdzie:

$\Delta L(f)$ – poprawka wynikająca z konieczności zmiany jednostek (UCL jest określany w dB HL, a MPO w dB SPL); poprawki $\Delta L(f)$ podano w tabeli 3.

Tabela 3. Poprawki $\Delta L(f)$ pozwalające przeliczyć UCL [dB HL] → UCL [dB SPL]

Częstotliwość, f [Hz]	Poprawki $\Delta L(f)$ [dB]
500	11
1000	7
2000	9
4000	9

Metoda Bergera określa MPO poprzez wyrażenie progu UCL w dB SPL, czyli w sposób opisany wzorem 1 z wykorzystaniem poprawek przedstawionych w tabeli 3.

Inny sposób określania wartości maksymalnego poziomu ciśnienia akustycznego podaje **metoda POGO I** oraz **POGO II**:

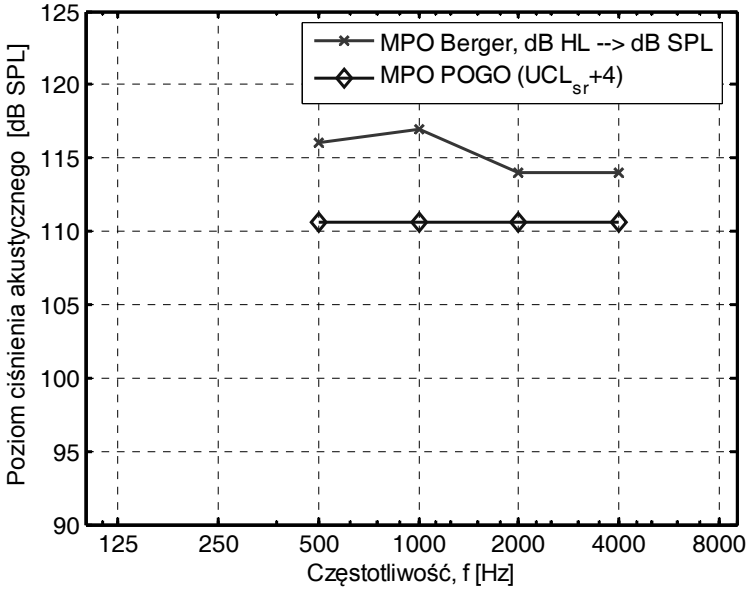
$$\mathrm{MPO} = \frac{\mathrm{UCL}_{500\ \mathrm{Hz}} + \mathrm{UCL}_{1000\ \mathrm{Hz}} + \mathrm{UCL}_{2000\ \mathrm{Hz}}}{3} + 4\ [\mathrm{dB\,SPL}] \quad (2)$$

Pierwszy człon w równaniu 2 jest średnią wartością UCL dla f = 500, 1000 i 2000 Hz.

Na rycinie 3 przedstawiono porównanie wartości MPO wyznaczonych przy użyciu metody Bergera (która tak naprawdę dokonuje tylko i wyłącznie zamiany wartości UCL [dB HL] → UCL [dB SPL] = MPO [dB SPL]) oraz metody POGO (wzór 2)).

Niestety nie wszystkie metody dopasowania określają maksymalny poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu. Często się zdarza, że nie ma wyznaczonego progu UCL, który jest podstawą określenia parametru MPO. W takich sytuacjach maksymalny poziom na wyjściu aparatu słuchowego obliczany jest na podstawie pewnych przybliżonych reguł (poniżej omówiono dwie z nich). Wybór tych metod podyktowany jest wyłącznie

faktem, że są one dobrze opisane i scharakteryzowane, co pozwala na dokładną ich analizę.



Ryc. 3. Porównanie wartości maksymalnego poziomu ciśnienia akustycznego

W oprogramowaniu firmy Bernafon (w starszych modułach) maksymalny poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparaty słuchowego w funkcji częstotliwości, MPO(*f*), przedstawia się następującą zależnością:

$$\mathrm{MPO}(f) = \mathrm{UCL}(f) - \mathrm{SM} + \mathrm{KF} + 0{,}5 \cdot (\mathrm{HTL}(f) - \mathrm{BC}(f)) \tag{3}$$

gdzie:

UCL(*f*) – próg dyskomfortu UCL [dB HL],
SM – margines bezpieczeństwa, *SM* = –2 dB,
KF – współczynnik korekcji (tab. 4),
HTL(*f*) – próg przewodnictwa powietrznego [dB HL],
BC(*f*) – próg przewodnictwa kostnego [dB HL].

Tabela 4. Współczynnik korekcji KF do obliczania MPO(*f*) (wzór 3)

f [Hz]	Poprawki [dB SPL]
500	12
1000	6
2000	7
4000	1

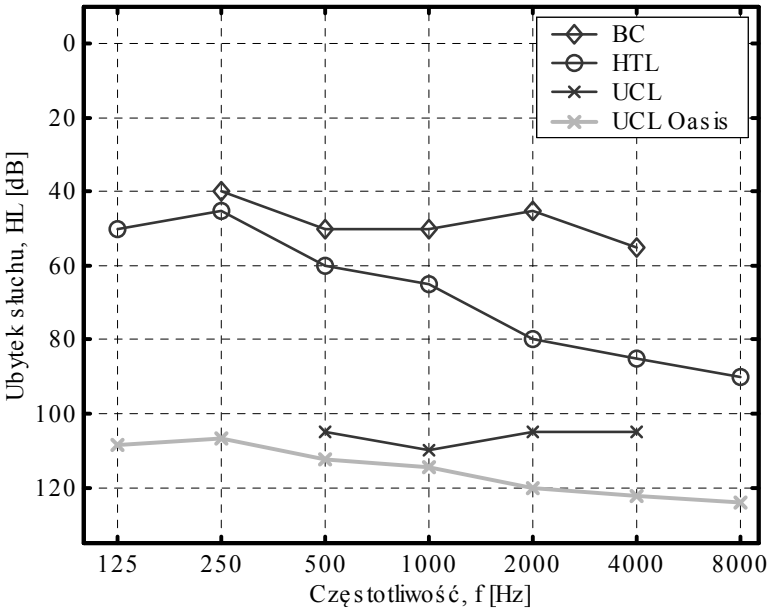
Z zestawienia wynika, iż wartość MPO wyznaczana jest na podstawie wartości progu dyskomfortu UCL. W przypadku braku zmierzonego progu UCL program oblicza go według następującej zależności:

$$\mathrm{UCL}(f) = 0{,}39 \cdot \mathrm{HTL}(f) + 89\,[\mathrm{dB\,HL}] \tag{4}$$

gdzie:

HTL(f) – próg słyszalności dla częstotliwości f [dB HL].

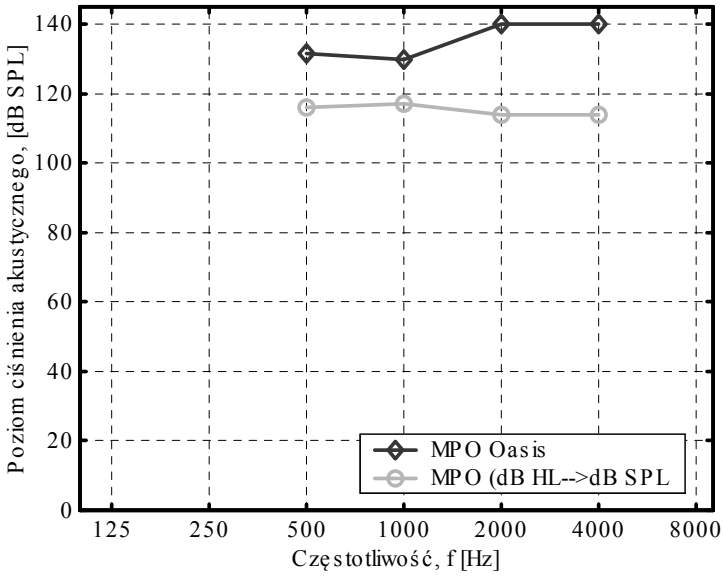
W celu zweryfikowania obliczonej wartości UCL porównano uzyskany – z wykorzystaniem zależności 4 – przebieg krzywej UCL Oasis z wyznaczonym pomiarowo progiem dyskomfortu UCL. Porównanie obu krzywych przedstawiono na rycinie 4. Oprócz wspomnianych krzywych na wykresie zamieszczono również przebieg progu przewodnictwa powietrznego HTL i kostnego BC.



Ryc. 4. Porównanie obliczonego (wzór 4) i wyznaczonego progu dyskomfortu, UCL

Z ryciny 4 wynika, że obliczone wartości UCL Oasis znacznie przewyższają wartości zmierzone (dla f = 2000 i 4000 Hz różnice sięgają 10 dB).

Korzystając z obliczonego progu UCL Oasis, określono przebieg wartości MPO (wzór 3). Dodatkowo, na podstawie wyznaczonych wartości UCL obliczono MPO z zależności 1. Porównanie uzyskanych wartości MPO przedstawiono na rycinie 5.



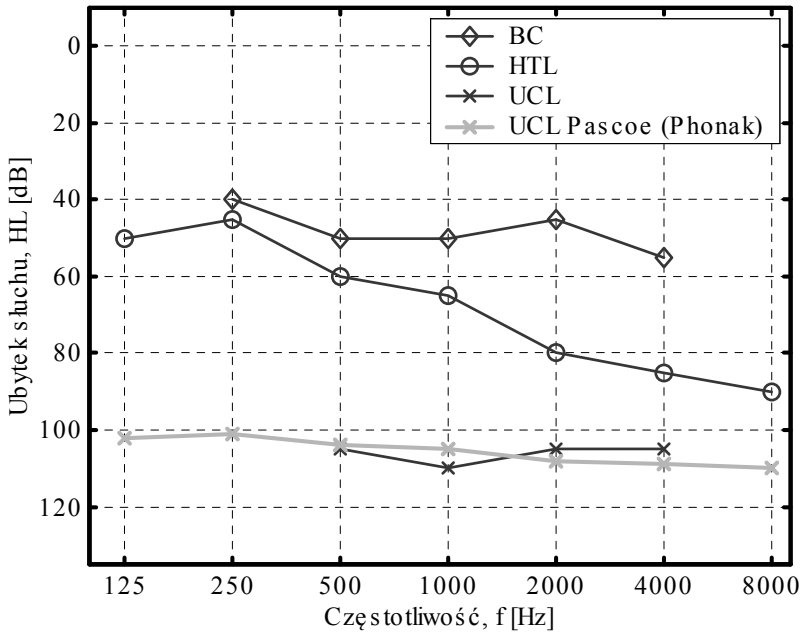
Ryc. 5. Porównanie wartości MPO wyznaczonych dwoma metodami

Z ryciny 5 wynika, że różnice pomiędzy wartościami MPO wyznaczonymi dwoma różnymi metodami sięgają 20 dB. Metoda określania maksymalnego poziomu ciśnienia akustycznego na podstawie zmierzonego progu dyskomfortu, polegająca na wyrażeniu progu UCL w dB SPL, wydaje się najbezpieczniejszą metodą szacowania wartości parametru MPO. Druga z analizowanych metod wykorzystuje pewien algorytm obliczeniowy i pozwala określić w przybliżeniu przebieg progu UCL. Niestety, dla wybranego audiogramu porównanie maksymalnego poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego wyznaczonego tymi dwoma metodami wskazuje na bardzo duże różnice.

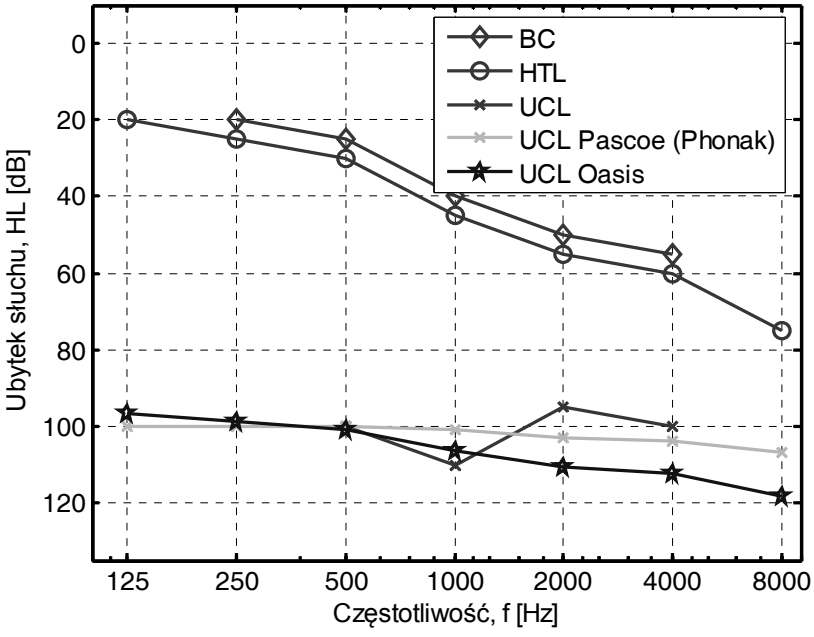
Inny sposób określania progu dyskomfortu zaimplementowano w oprogramowaniu firmy Phonak (formuła Pascoe):

$$\begin{aligned} \mathrm{UCL}_f &= 100\,\mathrm{dB\,HL} \;\; \text{dla} \;\; \mathrm{HL}_f < 40\,\mathrm{dB\,HL} \\ \mathrm{UCL}_f &= \frac{x\mathrm{dB\,HL} - 40}{2} + 100\,\mathrm{dB\,HL} \;\; \text{dla} \;\; \mathrm{HL}_f > 40\,\mathrm{dB\,HL} \end{aligned} \tag{5}$$

Korzystając z powyższej zależności, dla tego samego audiogramu, zastosowanego w poprzednim przykładzie (ryc. 1), obliczono wartości UCL_f = UCL Pascoe i porównano ze zmierzonym przebiegiem progu dyskomfortu (ryc. 6).



Ryc. 6. Porównanie obliczonego (wzór 5) i zmierzonego progu dyskomfortu, UCL



Ryc. 7. Wyznaczone oraz obliczone (wzór 4 i 5) progi dyskomfortu, UCL

Przebieg progów dyskomfortu obliczonych dwoma metodami, przedstawionych na rycinie 6, wykazuje większą zgodność w porównaniu z rycin̨ą 5. Należy jednak podkreślić, że wnioski wysnute z analizy dwóch wyżej przedstawionych przykładów nie należy uogólniać na wszystkie przypadki audiogramów. Dla innych audiogramów można bowiem otrzymać zupełnie inną relację. Dowodem jest przykład audiogramu, dla którego obie wymienione metody szacowania progu dyskomfortu dają porównywalne wyniki (ryc. 7). Te metody obliczania progu dyskomfortu pozwoliły na otrzymanie zbliżonych wartości UCL, które dobrze korelują z wartościami zmierzonymi. Celem tego porównania było wyłącznie zwrócenie uwagi na konieczność wykonywania pomiarów dyskomfortu – nie ma bowiem lepszego sposobu oszacowania maksymalnego poziomu ścieniania akustycznego na wyjściu aparatu jak na podstawie UCL.

2. WSPÓŁCZESNE REGUŁY DOPASOWANIA APARATU SŁUCHOWEGO – WZMOCNIENIE NIELINIOWE

Pojawienie się w latach 90. ubiegłego wieku aparatów nieliniowych, jak i aparatów z automatycznym dopasowaniem ich parametrów elektroakustycznych do środowiska akustycznego, dało początek regułom dopasowania uwzględniającym między innymi różne poziomy sygnału wejściowego czy też bardziej szczegółowe dane o ubytku słuchu (np. efekt wyrównania głośności, *hyperacusis*, obszary martwe, *Auditory Perception Distortion* – APD).

W dalszym ciągu procedury te ograniczały się jednak do opisu odpowiednio dobranego wzmocnienia sygnału akustycznego; nie było w nich danych o procesach adaptacyjnych w układzie słuchowym.

Te problemy zaczęły być uwzględniane w omawianych procedurach dopiero w ostatnich latach, gdy technika cyfrowa wprowadzona do aparatów słuchowych na to pozwoliła (np. adaptacyjna redukcja szumów zakłócających, jak i efekt sprzężenia akustycznego, adaptacyjna technologia wielomikrofonowa). W konsekwencji liczba możliwych rozwiązań w procesie automatycznego dopasowania ich parametrów elektroakustycznych do środowiska akustycznego dawno przekroczyła granice (ponad 180) doboru manualnego przez protetyka słuchu. Wyjściem z tej sytuacji stały się strategie dopasowania aparatów słuchowych; w pełni automatyczne, oparte na zdefiniowanych, indywidualnych priorytetach percepcyjnych pacjenta.

2.1. Metoda DSLm[i/o]

Metoda DSL (*Desired Sensation Level – input/output*) – „oczekiwany poziom ciśnienia akustycznego w relacji wejście/wyjście", w pierwszej wersji charakteryzowała się szerokim liniowym zakresem kompresji (co oznaczało, że krzywa wejście/wyjście była linią prostą w szerokim zakresie sygnału wejściowego).

Druga wersja tej metody, zwana krzywoliniową (DSLm[i/o], *curvilinear*), dopuszcza przebieg krzywoliniowy funkcji kompresji, a wynik jej zależy od przebiegu krzywej zmian percypowanej głośności w funkcji zmian poziomu ciśnienia akustycznego sygnału wejściowego (uwzględnia efekt wyrównania głośności – *recruitment*). Została opracowana, pierwotnie z przeznaczeniem dla małych dzieci, w roku 1995.

W roku 2004 opracowana została obecnie stosowana metoda DSLm[i/o] v.5.0 (*multi-stage algorithm*), zwana też wprost metodą DSL v.5 (Hojan, 2009). Można ją stosować dla małych dzieci, jak i dla dorosłych. Jej głównym celem jest przywrócenie percepcji i komfortowej głośności wszystkich składowych mowy w różnych sytuacjach akustycznych.

Metoda ta nie jest prostą regułą dopasowania aparatów słuchowych, ale jest algorytmem będącym kombinacją reguł i warunków brzegowych. W zależności od wyników indywidualnego skalowania głośności możliwe są zarówno liniowe, jak i nieliniowe charakterystyki $L_{wej.}/L_{wyj.}$. Wynika to stąd, że w metodzie tej uwzględnia się zarówno przebieg progu słyszalności (HTL), jak i przebieg progu dyskomfortu (UCL).

Metoda, w porównaniu do wcześniejszych wersji metody DSLm[i/o] v.4, wprowadza kilka istotnych zmian oraz uzupełnień:

1. W przypadku dzieci wykorzystuje się indywidualne dane audiometryczne dziecka; wartości RECD dostępne są z krokiem co 1 miesiąc wieku dziecka (w wersji DSL[i/o] v.4 z krokiem co 1 rok) do 6. roku życia dziecka.

2. Pozwala wykorzystać znormalizowane dane progowe HL z pomiarów ABR i ASSR w dB nHL do estymacji progów behawioralnych eHL w dB SPL (dB eHL = dB nHL + korekta behawioralna); wartości tej korekty podaje program DSL v.5, kiedy wprowadza się wartości progowe otrzymane z badań BERA w dB nHL).

3. Definiuje nowe reguły obliczeń parametrów aparatu słuchowego:

a) w wersji DSL[i/o] v.4 tylko dla strategii WDRC. W wersji DSL[i/o] v.5 dla strategii:

– rozszerzenie (*expansion*),
– liniowej,
– WDRC,

– ograniczenie wyjścia (*Output Limiting*, OL); dwa różne progi – ograniczenie szerokopasmowe BOLT (*broadband output limiting threshold*); określa poziom maksymalny dla sygnału mowy o szerokości $^1/_3$ oktawy, ograniczenie wąskopasmowe;

b) próg kompresji zmienia się wraz z wielkością ubytku; im większy ubytek, tym większe progi kompresji; współczynniki kompresji liczone są dla każdego pasma $^1/_3$-oktawowego sygnału mowy, a następnie grupowane w zależności od częstotliwości przełomu (*crossover*) aparatu słuchowego, struktura kanałów uwzględnia ich liczbę oraz sposób formowania częstotliwości przełomu (w metodzie DSL[i/o] v.4 dane docelowe dla współczynnika kompresji liczono oddzielnie dla każdej z dziewięciu częstotliwości audiometrycznych sygnału mowy, w warunkach ciszy; nie były one grupowane w zależności od struktury kanałów);

c) metoda DSL[i/o] v.5 wskazuje mniejsze wartości wzmocnienia i mniejsze wartości współczynnika kompresji; różnice w porównaniu do metody DSL[i/o] v.4 są największe dla ubytków małych i średnich; im większy ubytek, tym różnica mniejsza, dla ubytków większych niż 80 dB HL, zarówno dla dzieci, jak i osób dorosłych jest ona już bardzo mała;

d) metoda DSL[i/o] v.5 pozwala wyznaczyć wartości docelowe parametrów dla percepcji mowy w ciszy, a także w hałaśliwym środowisku akustycznym (w metodzie DSL[i/o] v.4 dane docelowe liczono niezależnie od rodzaju widma); uwzględniono fakt, że dorośli osiągają optymalną głośność i zrozumiałość mowy przy poziomie percepcji o 9 dB SPL mniejszej w przypadku dzieci; o 2 dB SPL mniejszej niż wynika to ze wskazań metody DSL[i/o] v.4;

e) wyznaczona metodą DSL[i/o] v.5 charakterystyka dynamiczna ma szerszy zakres wzmocnienia liniowego niż w przypadku metody DSL[i/o] v.4;

f) metoda DSL[i/o] v.5 wprowadza poprawkę na wielkość wzmocnienia aparatu słuchowego w przypadku ubytków przewodzeniowych (ograniczenie do 60 dB HL), podwyższając jednocześnie o 25% wartość graniczną progu MCL;

g) w ramach weryfikacji danych docelowych metoda DSL[i/o] v.5 generuje je dla wielu poziomów wejściowych sygnału mowy o różnych obwiedniach; dodatkowo dane te są korygowane na podstawie informacji o rodzaju wentylacji, rodzaju dopasowania – mono- czy binauralne, rodzaju sygnału wejściowego – szeroko czy wąskopasmowy; w metodzie DSL[i/o] v.4 dane docelowe weryfikowano dla trzech poziomów sygnału mowy – cicho, średnio głośno, głośno.

Nowości w zakresie obliczeń parametrów aparatu słuchowego metodą DSL[i/o] v.5 dotyczą więc wyboru: dopasowanie mono- lub binauralne,

wzmocnienie liniowe lub WDRC, wzmocnienie jedno- lub wielokanałowe, aparaty BTE, ITE, ITC, CIC, pomiar RECD na uchu rzeczywistym lub sprzęgaczu, sygnał testujący – wąsko- czy szerokopasmowy, poziom mowy czy MPO, różne typy wentylacji, wzmocnienie czy REIG (*Real Ear Insertion Gain*).

2.2. Metoda NAL-NL1

Metoda NAL-NL1 została opracowana, podobnie jak poprzednie wersje, czyli NAL, NAL-RP, w Laboratorium NAL w Australii. Głównym jej celem jest zapewnienie jak najlepszej zrozumiałości mowy dla każdego poziomu na wejściu aparatu słuchowego, przy czym głośność nie może przekroczyć głośności dla osoby normalnie słyszącej (dla każdego poziomu wejściowego). Metoda NAL-NL1 oparta jest na złożonych równaniach, które określają wzmocnienie aparatu dla poszczególnych pasm tercjowych z zakresu od 125 do 8000 Hz. Dla każdej częstotliwości wzmocnienie zależy od:

1) wielkości ubytku słuchu dla tej częstotliwości,
2) średniego ubytku słuchu dla trzech częstotliwości,
3) nachylenia audiogramu dla częstotliwości z zakresu od 500 do 2000 Hz,
4) całkowitego poziomu ciśnienia akustycznego dla długookresowego uśrednionego sygnału mowy.

Dodatkowo metoda NAL-NL1 wymaga podania indywidualnych właściwości zewnętrznego kanału słuchowego, określonych parametrami RECD i/lub REUG.

W celu określenia wymaganego wzmocnienia aparatu słuchowego metoda NAL-NL1 wykorzystuje dwa modele teoretyczne, które służą do określenia wielkości SII (*Speech Intelligibility Index*, ANSI, 1997) oraz wyznaczenia głośności sygnału na wyjściu aparatu słuchowego (Moore, Glasberg, 2004, 2007). Dla widma sygnału mowy, dla każdego poziomu wejściowego, wzmocnienie dla każdej częstotliwości jest tak dobierane, aby otrzymać maksymalną zrozumiałość mowy (wyrażoną wartością wskaźnika SII) – pod warunkiem, że wyliczana głośność dla danego pacjenta nie będzie przekraczać głośności dla osoby normalnie słyszącej (dla tego samego poziomu wejściowego). W celu znalezienia zależności pomiędzy audiogramem a docelowym wzmocnieniem (czyli takim, przy którym zrozumiałość mowy jest największa) porównano bardzo dużo audiogramów charakteryzujących się różnym stopniem oraz rodzajem niedosłuchu. Ta analiza pozwoliła znaleźć optymalne wzmocnienie dla różnych częstotliwości oraz poziomów wejściowych – dla zapewnienia odpowiedniej zrozumiałości mowy. Wyznaczenie właściwego wzmocnienia, nawet dla pojedynczego audiogramu, wymaga bardzo dużej liczby operacji i obliczeń (obliczenia współczynnika SII oraz

głośności). Z tego powodu w oprogramowaniach, w których została zaimplementowana metoda NAL-NL1, korzysta się z gotowych uśrednionych zależności, natomiast obliczeń SII i głośności już się nie wykonuje.

Wspomniano, iż głównym celem metody jest maksymalizacja stopnia zrozumiałości mowy. Z tego powodu, dla większości rodzajów niedosłuchów, wzmocnienie dla średnich częstotliwości powinno być największe. Pomimo to wzmocnienie dla środkowych pasm tercjowych jest ograniczane po to, aby głośność w kolejnych pasmach częstotliwości była podobna. Wraz ze wzrostem poziomu wejściowego zakres częstotliwości, które są wzmacniane w celu zapewnienia równej głośności, również wzrasta.

Dla niedosłuchów przewodzeniowych i mieszanych metoda NAL-NL1 wprowadza dodatkowe wzmocnienie, które wynosi $^3/_4$ różnicy pomiędzy przewodnictwem powietrznym i kostnym. Dla porównania: większość liniowych metod dopasowania wprowadza dodatkową korektę do wzmocnienia dla tego rodzaju niedosłuchów, która wynosi $^1/_4$ tej różnicy. Z chwilą powstania metody NAL-NL1 zostało przygotowane specjalne oprogramowanie, służące do określenia parametrów aparatu słuchowego. Poniżej, na kolejnych rycinach, zaprezentowano możliwości tego programu dla wybranego przykładowego audiogramu oraz, przede wszystkim, pokazano zalety metody NAL-NL1 (pomiary przeprowadzono w Instytucie Akustyki UAM w roku 2013).

Na rycinie 8 przedstawiono widok ekranu programu, na którym wprowadza się podstawowe informacje o pacjencie. Niezwykle istotne jest bardzo precyzyjne podanie daty urodzenia, ponieważ na podstawie tej informacji określone będą parametry RECD, REUG oraz REDD (ryc. 9). Oczywiście, jak pokazano na rycinie 9, istnieje możliwość wprowadzenia zmienionych wartości tych parametrów, przy czym w takim przypadku należy również zadeklarować sposób ich pomiaru.

Oprócz danych audiometrycznych trzeba również zadeklarować rodzaj aparatu słuchowego, rodzaj dopasowania (jedno- lub obuuszne), liczbę kanałów kompresji w aparacie słuchowym, parametry wężyka oraz wentylacji (ryc. 10). Konieczność podania tych parametrów z pewnością wyróżnia metodę NAL-NL1 wśród innych metod dotychczas znanych, w których na określenie parametrów aparatu słuchowego nie wpływał rodzaj aparatu słuchowego. Metoda NAL-NL1 wykorzystuje te dane, by lepiej określić między innymi wzmocnienie aparatu słuchowego oraz parametry układów kompresji (próg zadziałania, współczynnik kompresji) w dostępnych kanałach z kompresją.

Na rycinie 11 przedstawiono wynik oszacowania wzmocnienia oraz parametrów aparatu słuchowego. Metoda NAL-NL1 określa następujące parametry:

1) *2-cc Coupler Gain* – wzmocnienie w funkcji częstotliwości, gdy aparat słuchowy jest podłączony do sprzęgacza 2 cm^3 i pomiar jest wykonywany z wykorzystaniem szerokopasmowego sygnału przy określonym poziomie na wejściu aparatu słuchowego;

2) *2cc Input-Output Curve* – poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego w funkcji poziomu sygnału wejściowego (w dB SPL), pomiar z wykorzystaniem wąskopasmowego sygnału, przy określonym poziomie na wejściu aparatu;

3) *Ear-Simulator Gain* – wzmocnienie w funkcji częstotliwości, gdy aparat słuchowy podłączony jest do symulatora ucha. Pomiar z wykorzystaniem szerokopasmowego sygnału, przy określonym poziomie wejściowym;

4) *Ear-Simulator Input-Output Curve* – poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego w funkcji sygnału wejściowego (aparat podłączony do symulatora ucha, sygnał testowy: wąskopasmowy szum, pomiar przy określonym poziomie na wejściu aparatu);

5) *Real-Ear Insertion Gain* – wzmocnienie skuteczne, gdy aparat słuchowy znajduje się na uchu pacjenta (pomiar dla szerokopasmowego sygnału testowego, dla określonego poziomu na wejściu aparatu słuchowego). Wzmocnienie skuteczne jest zdefiniowane jako poziom ciśnienia akustycznego (z aparatem) przy błonie bębenkowej minus poziom ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej bez aparatu słuchowego; równoważnie wzmocnienie skuteczne można zdefiniować również jako *Real-Ear Aided Gain* (REAG) minus *Real-Ear Unaided Gain* (REUG);

6) *Real-Ear Input-Output Curve* – poziom ciśnienia akustycznego w funkcji poziomu sygnału wejściowego (w dB SPL), przy błonie bębenkowej; sygnałem testowym jest sygnał wąskopasmowy;

7) *Real-Ear Aided Gain* – poziom ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej minus poziom ciśnienia akustycznego na wejściu aparatu;

8) *Speech-O-Gram* – wykres przedstawiający średnie widmo sygnału mowy zawierające obszar 30 dB dynamiki (pomiar w pobliżu błony bębenkowej);

9) *Aided Threshold* – wzmocniony próg słyszalności z aparatem słuchowym;

10) *Real Ear Saturation Response* – maksymalny dopuszczalny poziom ciśnienia akustycznego dla dźwięku docierającego do błony bębenkowej;

11) *2cc OSPL 90* – maksymalny poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego mierzony na sprzęgaczu 2 cm^3.

Warto podkreślić, że niewątpliwą zaletę metody NAL-NL1 jest określanie parametrów układów kompresji aparatu słuchowego (w lewej dolnej części na ryc. 11). Jeśli zadeklarowano, że dostępne w aparacie słuchowym są trzy kanały częstotliwości z kompresją, NAL-NL1 w każdym kanale okre-

śla próg zadziałania (*Comp. Threshold*) oraz współczynnik kompresji (*Comp. Ratio*). Dodatkowo określa częstotliwości podziału na poszczególne kanały (*Cross over freq.*). Wartości tych parametrów będą różne w zależności od wybranego parametru (REIG, REAG, 2cc *Coupler* oraz *ear simulator*), a także rodzaju sygnału (*speech levels*, *pure tone levels*).

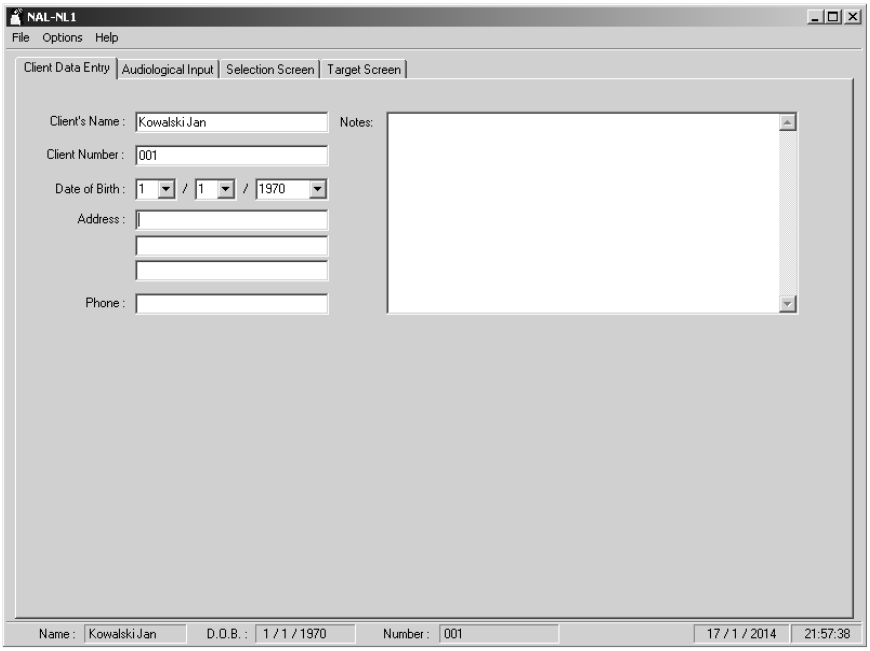
Metoda NAL-NL1, jako nieliniowa metoda dopasowania aparatów słuchowych, definiuje wzmocnienie w zależności od poziomu na wejściu aparatu słuchowego. Na rycinie 11 pokazano wzmocnienie dla poziomów 50, 65 i 80 dB SPL na wejściu aparatu. Istnieje jednak możliwość określenia wzmocnienia dla większej liczby poziomów wejściowych (w zakresie od 40 do 90 dB SPL).

Omawiane oprogramowanie pozwala również na porównanie wzmocnienia określonego metodą NAL-NL1 oraz metodami NAL-RP, POGO II, FIG 6 i IHAFF. Na rycinie 12 pokazano porównanie z liniową metodą dopasowania NAL-RP. Jak widać, wzmocnienie określone metodą NAL-RP jest porównywalne ze wzmocnieniem określonym metodą NAL-NL1 dla poziomu wejściowego 65 dB SPL. Potwierdza to większość prac analizujących metodę NAL-NL1 w porównywaniu z poprzednia wersją metody, to jest NAL-RP: wzmocnienie szacowane metodą NAL-RP jest zbliżone do wzmocnienia obliczonego metodą NAL-NL1 z zakresu poziomów wejściowych od 60 do 70 dB SPL.

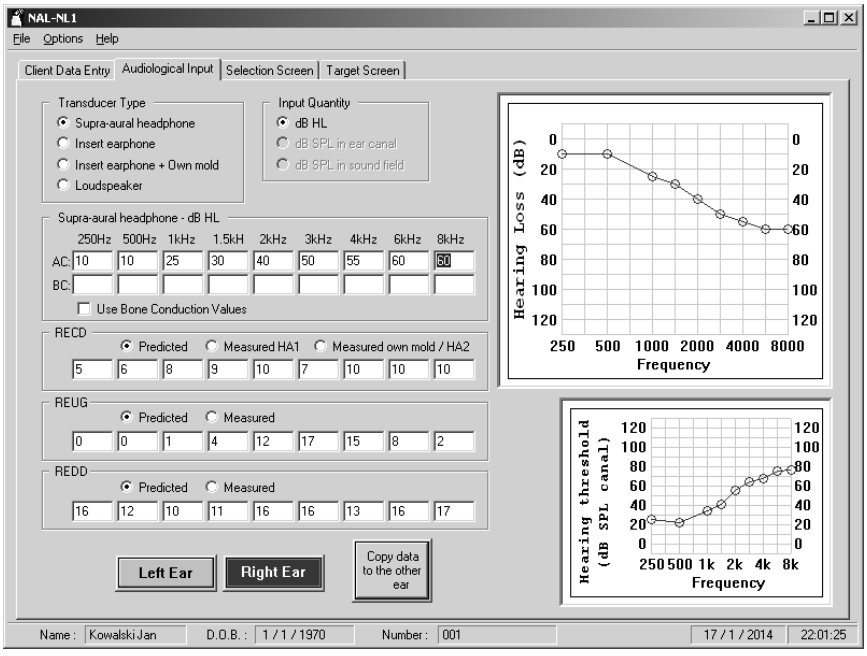
Z porównania wzmocnienia określonego metodą NAL-NL1 z metodą POGO II (metoda liniowa) wynika, że POGO II definiuje większe wzmocnienie dla zakresu wyższych częstotliwości niż NAL-NL1 (dla sygnału wejściowego 65 dB SPL). Metoda POGO II dla wyższych częstotliwości określa nawet większe wzmocnienie w porównaniu ze wzmocnieniem w metodzie NAL-NL1 dla sygnału 50 dB SPL na wejściu aparatu słuchowego.

Porównując NAL-NL1 z innymi metodami nieliniowymi, to jest FIG 6 (ryc. 13) oraz IHAFF (ryc. 14) widzimy, że NAL-NL1 dla wszystkich poziomów wejściowych określa mniejsze wzmocnienie. W porównaniu z metodą FIG 6 największe różnice występują dla niskich i wysokich częstotliwości, natomiast w porównaniu z metoda IHAFF – dla wysokich częstotliwości. Można zatem stwierdzić, że spośród różnych metod (w tym metody DSL) metoda NAL-NL1 określa stosunkowo najmniejsze wzmocnienie – dla wszystkich poziomów na wejściu aparatu słuchowego.

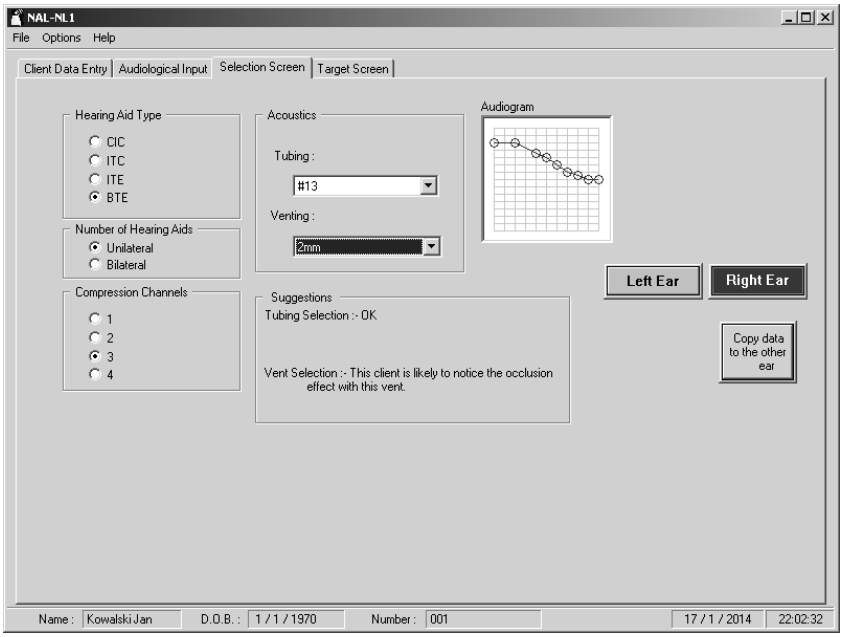
Na rycinie 15 przedstawiono przebieg parametru RESR oraz OSPL 90, czyli parametrów określających poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego, mierzonego przy błonie bębenkowej (RESR) lub na sprzęgaczu 2 cm^3 (OSPL 90). Warto podkreślić, że poprzednie wersje metody NAL nie definiowały poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego.



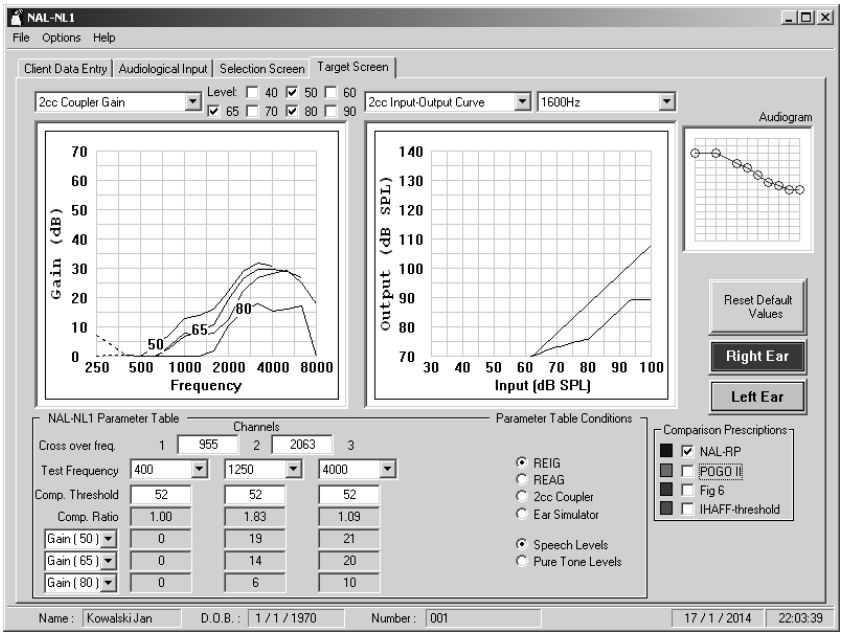
Ryc. 8. Ekran wprowadzania danych pacjenta (NAL-NL1, version 1.25 clinician version)



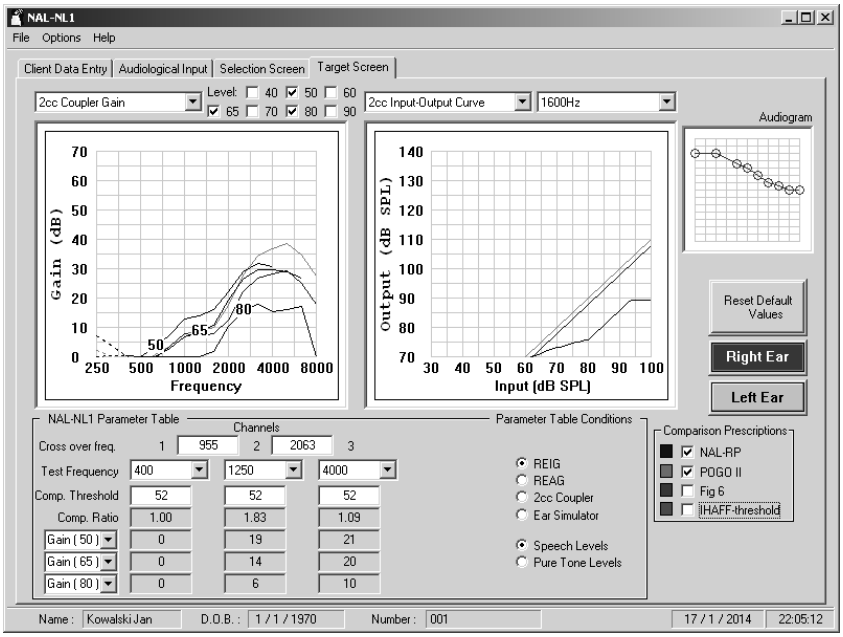
Ryc. 9. Ekran wprowadzania danych audiometrycznych (NAL-NL1, version 1.25 clinician version)



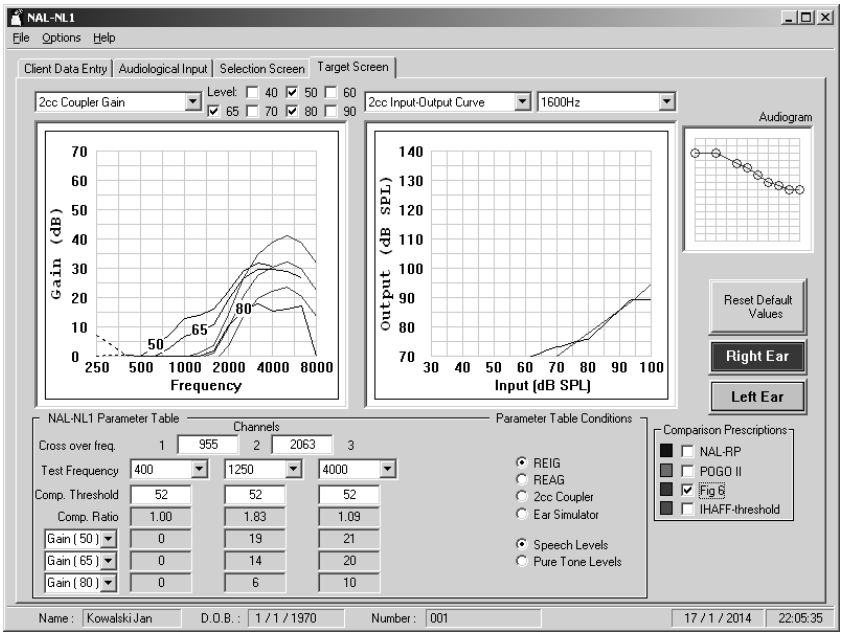
Ryc. 10. Ekran wprowadzania danych o aparacie słuchowym oraz wkładce usznej (NAL-NL1, version 1.25 clinician version)



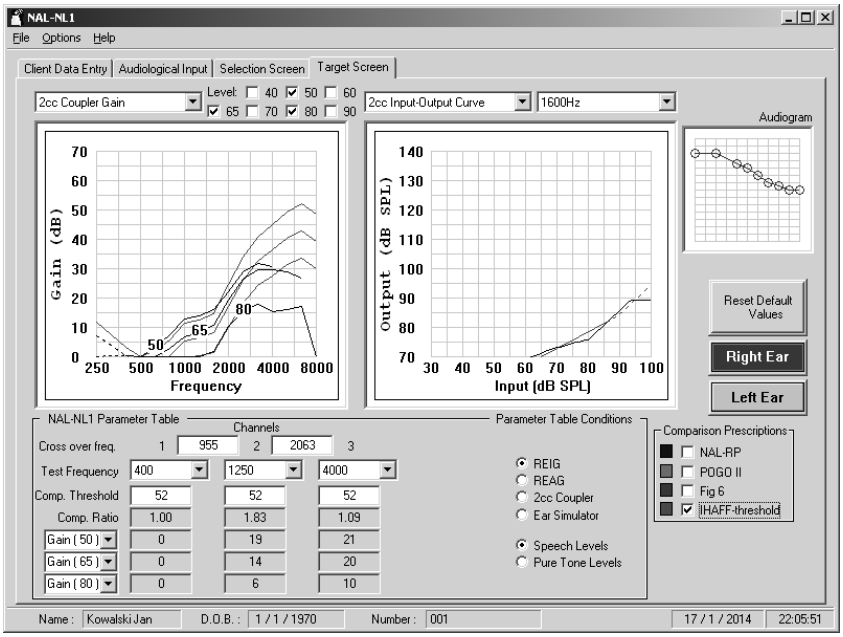
Ryc. 11. Wzmocnienie i parametry aparatu słuchowego określone metodą NAL-NL1 (linia pogrubiona) oraz NAL-RP (NAL-NL1, version 1.25 clinician version)



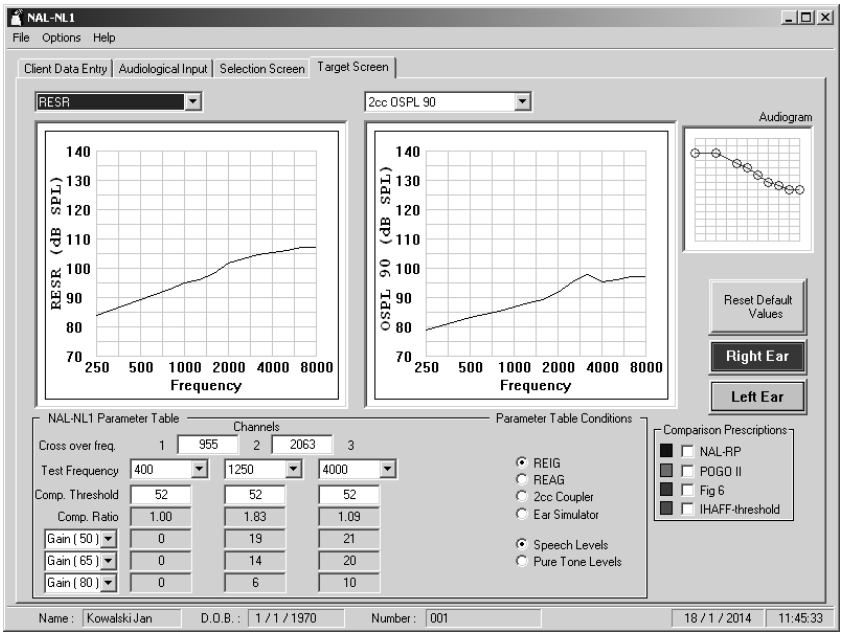
Ryc. 12. Porównanie wzmocnienia określonego metodą NAL-NL1 (linia pogrubiona) oraz NAL-RP i POGO II (NAL-NL1, version 1.25 clinician version)



Ryc. 13. Porównanie wzmocnienia określonego metodą NAL-NL1 (linia pogrubiona) oraz FIG 6 (NAL-NL1, version 1.25 clinician version)



Ryc. 14. Porównanie wzmocnienia określonego metodą NAL-NL1 (linia pogrubiona) oraz IHAFF (NAL-NL1, version 1.25 clinician version)



Ryc. 15. Parametr RESR oraz OSPL 90 (NAL-NL1, version 1.25 clinician version)

2.3. NAL-NL2

W wielu pracach prowadzono badania mające na celu porównanie metody NAL-NL1 z innymi nieliniowymi metodami dopasowania. W pracy Enema, *The NAL-NL1 fitting metod* <http://www.audiologyonline.com> porównano metodę NAL-NL1 z metodami DSL, FIG 6 oraz IHAFF dla bardzo różnych kształtów audiogramów oraz wielkości średniego ubytku słuchu. Z przeprowadzonej analizy wynika, że:

1) dla płaskich, średnich ubytków słuchu NAL-NL1, dla średnich poziomów na wejściu aparatu słuchowego (65 dB SPL), określa najmniejsze wzmocnienie dla niskich częstotliwości; dla zakresu średnich częstotliwości, jedynie dla pasma średnich częstotliwości, NAL-NL1 określa większe wzmocnienie tylko w porównaniu do metody FIG 6; dla zakresu wyższych częstotliwości NAL-NL1 określa porównywalne wzmocnienie z metodą IHAFF i FIG 6 oraz mniejsze wzmocnienie w porównaniu do DSL;

2) dla średnich ubytków słuchu, łagodnie opadających audiogramów, NAL-NL1, w porównaniu z pozostałymi metodami dopasowania, szacuje mniejsze wzmocnienie dla zakresu niskich i wysokich częstotliwości; dla średnich częstotliwości NAL-NL1 określa porównywalne wzmocnienie z metodą DSL i IHAFF oraz większe wzmocnienie w porównaniu do FIG 6;

3) dla stromo opadających audiogramów (ubytek sięgający ok. 90–100 dB HL) metoda NAL-NL1 określa podobne wzmocnienie dla niskich i średnich częstotliwości jak metody DSL, FIG 6 oraz IHAFF; dla wyższych częstotliwości, przy takich audiogramach, NAL-NL1 nie definiuje wzmocnienia;

4) dla głębokich, ale łagodnie opadających audiogramów wzmocnienie według NAL-NL1 dla niskich częstotliwości jest mniejsze niż według DSL i IHAFF oraz porównywalne z FIG 6; dla pozostałych zakresów częstotliwości wzmocnienie według wszystkich analizowanych metod dopasowania jest podobne.

Z przeprowadzonego w pracy Kuk i in. (2006) porównania metody NAL-NL1 i DSL wynika, że NAL-NL1 określa mniejsze wzmocnienie niż DSL – szczególnie dla niskich poziomów na wejściu aparatu słuchowego i niskich częstotliwości.

Z rezultatów badań mających na celu pokazanie stopnia „satysfakcji" z proponowanego przez metodę NAL-NL1 wzmocnienia aparatu słuchowego (Keidser i in., 2006), wynika jednoznacznie, iż wzmocnienie określane przez metodę NAL-NL1 w większości analizowanych przypadków jest za duże. W przywołanej pracy, dla 46% wszystkich analizowanych przypadków, wzmocnienie określone zgodnie z formułą NAL-NL1 okazało się za

duże. Dla 49% optymalne wzmocnienie, rozumiane jako wzmocnienie przez osoby niedosłyszące ocenione jako właściwe, mieściło się w granicach ±3 dB. Tylko dla 5% przeanalizowanych przypadków metoda NAL-NL1 określała za duże wzmocnienie.

W pracy Chalupper pokazano ponadto, że osoby protezowane pierwszy raz potrzebują mniejszego wzmocnienia niż osoby, które nosiły już aparat słuchowy <http://hearing.siemens.com>.

Wszystkie wymienione powyżej badania wskazały na konieczność dalszych prac nad określeniem wymaganego wzmocnienia i wymaganych parametrów aparatu słuchowego. Wyniki tych badań były więc podstawą do dalszych prac nad metodą dopasowania aparatu słuchowego. Ich owocem jest metoda NAL NL2.

Głównym celem metody dopasowania NAL N2, podobnie jak metody NAL-NL1, jest takie określenie parametrów aparatu słuchowego, które dla danego audiogramu zapewni możliwie maksymalną zrozumiałość mowy (określoną wskaźnikiem SII), pod warunkiem, że całkowita głośność sygnału, dla poszczególnych poziomów ciśnienia sygnałów akustycznych na wejściu aparatu słuchowego, nie będzie większa niż dla osób normalnie słyszących. Metoda NAL NL2 od metody NAL-NL1 różni się pod wieloma czynnikami. Przede wszystkim zastosowano inny – nowszy model percepcji głośności (Moore i in., 2004). Ponadto, uwzględniono następujące czynniki:

1) wymagane wzmocnienie sygnału dla mężczyzn jest większe niż dla kobiet dla takiego samego stopnia niedosłuchu; mężczyźni wymagają mniejszego wzmocnienia niż kobiety – szczególnie przy małych i średnich ubytkach słuchu (Villon i in., 2011);

2) wymagane wzmocnienie dla doświadczonych użytkowników aparatów słuchowych jest większe (0–10 dB) niż dla nowych – różnica zwiększa się wraz z wielkością niedosłuchu;

3) wzmocnienie aparatu słuchowego jest tak dobierane, aby nawet przy głębokich ubytkach słuchu współczynniki kompresji nie były zbyt wysokie (3 : 1 dla dużych lub 2 : 1 dla małych częstotliwości);

4) wymagane wzmocnienie dla dzieci jest o około 5 dB większe niż dla osób dorosłych, szczególnie dla średnich poziomów sygnału na wejściu aparatu słuchowego;

5) w przypadku dopasowania binauralnego wymagane wzmocnienie jest mniejsze niż dla monouralnego – różnica we wzmocnieniu rośnie ze wzrostem poziomu na wejściu aparatu słuchowego oraz z wielkością niedosłuchu;

6) wymagane wzmocnienie dla tak zwanych języków tonalnych jest inne niż dla języków nietonalnych; widmo mowy dla języków tonalnych zawiera

więcej informacji w zakresie niższych częstotliwości i z tego powodu, dla tego zakresu częstotliwości, metoda NAL NL2 określa relatywnie większe wzmocnienie niż dla zakresu wysokich częstotliwości (język polski zalicza się do języków nietonalnych);

7) zwiększona liczba niezależnych kanałów kompresji do 18;

8) trzy rodzaje kompresji (szybka, wolna i adaptacyjna);

9) trzy typy umiejscowienia aparatu słuchowego wewnątrzusznego (płytko, standardowo, głęboko).

2.4. CAMEQ-HF/CAM2B

Pierwsza wersja tej metody powstała u schyłku XX w. i nosiła nazwę CAMFIT (Moore i in., 1999a). Jej kolejne wersje to CAMEQ-HF, w której poszerzono zakres częstotliwości, a następnie CAMEQ2-HF (lub CAM2A), w której pewne niedogodności związane ze wzmocnieniem dla sygnałów o różnym poziomie wejściowym i szybkości kompresji rozwiązano ostatecznie w opracowanej ostatnio najnowszej wersji metody – CAM2B (Moore, Sęk, 2014). Zastosowano w niej wiele ulepszeń związanych zwłaszcza z dopasowaniem głośności sygnału wzmocnionego na podstawie najnowszego modelu głośności Moore'a i Glasberga (2007). Rozwój tej metody, jej systematyczne modyfikowanie, oparty był na rozległych badaniach nakierowanych przede wszystkim na dopasowanie charakterystyki wzmocnienia oraz parametrów kompresji sygnału akustycznego (Moore i in., 2010a, b). Wśród tych badań niezmiernie ważne miejsce zajmują również badania subiektywne związane głównie z: ogólnymi preferencjami słuchaczy (Moore, Sęk, 2014), zrozumiałością mowy w różnych warunkach akustycznych (Moore, Sęk, 2013), klarownością sygnału wzmocnionego z uwzględnieniem znaczącej rozmaitości aparatów słuchowych (położenie aparatu, mikrofonu itp.), a także z typem i miejscem prezentacji sygnału akustycznego (Moore i in., 2010a).

Zasadniczym celem tej metody jest odtworzenie sygnału wzmocnionego w aparacie słuchowym zarówno monauralnie, jak i binauralnie tak, by głośność wzmocnionego sygnału była taka sama w odczuciu słuchacza używającego aparat, jak głośność sygnału niewzmocnionego dla słuchaczy z normalnym słuchem. Jest to zatem cel, jaki przyświeca niemalże wszystkim przedstawionym metodom dopasowania aparatu słuchowego, zwłaszcza w odniesieniu do metody NAL-NL2. Jednak metoda CAM2B ma wiele właściwości zdecydowanie odróżniających ją od metody NAL-NL2. Charakterystyczne cechy metody CAM2B to:

1. Zastosowanie najnowszego modelu głośności Moore'a i Glasberga (2007), którego zasadniczym celem jest modelowanie głośności sygnału w przypadku osób z niedosłuchami.

2. Poszerzony zakres częstotliwości do 10 kHz, co z istotnymi informacjami zawartymi w sygnale akustycznym w zakresie dużych częstotliwości, a także z rosnąca popularnością aparatów oferujących tak znaczny zakres częstotliwości. Biorąc pod uwagę najczęściej występujące ubytki słuchu (m.in. głuchota starcza) oraz fakt, że średnie widmo mowy polskiej, w odróżnieniu od innych języków europejskich, zawiera znaczącą porcję energii w paśmie znacznie powyżej 5 kHz, można przypuszczać, że metoda ta może być jedną z najlepszych metod do zastosowania w odniesieniu do naszego języka.

3. Uwzględnienie pola rozproszonego jako źródła sygnału akustycznego oparte na *Diffuse-field-to-eardrum transfer function* (DFTF(*f*)).

4. Znaczące zwiększenie wzmocnienia w paśmie 5–10 kHz.

5. Zmodyfikowane zależności widmowej gęstości mocy mowy w zależności od całkowitego poziomu.

6. Uwzględnienie położenie mikrofonu referencyjnego (odniesienia).

7. Uwzględnienie doświadczenia i płci słuchacza.

8. Brak zależności współczynników wzmocnienia (*Insertion Gains*, IGs) od szybkości kompresji.

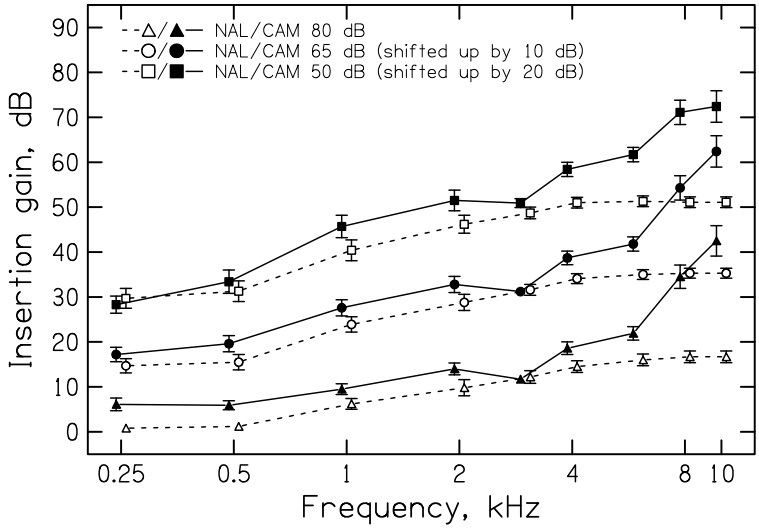
9. Dwadzieścia dwa niezależne kanały (pasma częstotliwości) z możliwością niezależnej kompresji (próg, szybkość) w każdym z nich.

10. Ograniczenie wzmocnienia w paśmie największych częstotliwości dla sygnałów o niskim poziomie wejściowym.

11. Zastosowanie współczynników kompresji z przedziału 1 : 3 dla kompresji szybkiej lub z przedziału 1 : 10 dla kompresji wolnej.

Funkcjonowanie procedury CAM2B przedstawiono za pomocą ryciny 16, na której porównano współczynniki wzmocnienia tej metody dla sygnału wejściowego o poziomie 50, 65 i 80 dB SPL oraz dla metody NAL-NL2. Podstawą do wyznaczenie tych współczynników był średni audiogram 10 słuchaczy z uszkodzeniami odbiorczymi, biorącymi udział w badaniach Moore'a i Sęka (2014). Z ryciny wynika, że wzmocnienie sugerowane przez metodę CAM2B jest średnio o kilka decybeli wyższe w paśmie do około 6 kHz niż w przypadku metody NAL-NL2. Powyżej tej częstotliwości wzmocnienie oferowane przez CAM2B jest znacząco wyższe, a różnice te sięgają kilkudziesięciu decybeli. Warto jednak zwrócić uwagę na fakt, że tempo wzrostu współczynników wzmocnienia dla najniższego poziomu wejściowego sygnału jest nieco mniejsze w tym zakresie częstotliwości. O ile krzywe wzmocnienia dla poziomów wejściowych 65 i 80 dB są w przybliże-

niu równoległe, to krzywa wzmocnienia dla poziomu wejściowego równego 50 dB ma mniejsze tempo wzrostu w zakresie częstotliwości powyżej 6 kHz.



Ryc. 16. Współczynniki wzmocnienia wyznaczone w ramach procedury CAM2B oraz NAL-NL2 dla sygnału, którym był szum mowopodobny o poziomach wejściowych 50, 65 i 80 dB (Moore, Sęk, 2014)

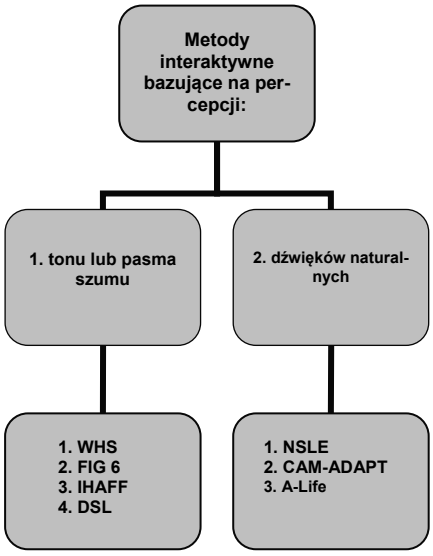
Symbole oraz pionowe odcinki reprezentują odpowiednio wartości średnie oraz ± jedno odchylenie standardowe uzyskane dla 10 słuchaczy z odbiorczym uszkodzeniem słuchu; wzmocnienie dla sygnałów o poziomach 50 i 65 dB są przesunięte o odpowiednio 10 i 20 dB, by uniknąć nakładania się prezentowanych krzywych; rezultaty dla metody CAM2B uzyskano przy założeniu, że współczynnik kompresji nie przekraczał wartości 3.

Badania subiektywne związane z nieco wcześniejszą wersją procedury CAM2 (tj. CAM2A) (Moore, Sęk, 2013) wykazały, że 9 spośród 15 słuchaczy preferowało charakterystykę wzmocnienia oferowaną przez CAM2A, przy czym dla pozostałych słuchaczy nie stwierdzono jednoznacznych preferencji. Dominująca preferencja CAM2A obserwowana była dla wszystkich typów sygnału (muzyka różnego typu, mowa mężczyzny, mowa kobiety) dwóch zastosowanych szybkości kompresji (CR = 1 : 3) oraz trzech poziomów sygnału wejściowego. W przypadku subiektywnego porównania klarowności mowy prezentowanej na tle innych sygnałów zakłócających, dla dwóch zastosowanych szybkości kompresji oraz trzech poziomów sygnału wejściowego, 5 spośród 15 słuchaczy wskazywało na CAM2A, jeden na NAL-NL2, przy czym dla pozostałych słuchaczy nie stwierdzono jednoznacznych preferencji (Moore, Sęk, 2013). Z porównania klarowności mowy

prezentowanej na tle mowy innego mówcy, dla dwóch zastosowanych szybkości kompresji oraz trzech poziomów sygnału wejściowego, wynika istotna statystycznie przewaga metody CAM2A, bowiem sygnały, których wzmocnienie oparto na charakterystyce sugerowanej przez tę metodę, były zdecydowanie częściej wskazywane jako preferowane. Jednak, pomimo że efekt był systematycznie obserwowany, to był stosunkowo niewielki (Moore, Sęk, 2013).

3. INTERAKTYWNE PROCEDURY DOBORU APARATÓW SŁUCHOWYCH

Podstawą kolejnej grupy procedur dopasowania aparatów słuchowych jest powiązanie parametrów akustycznych aparatów słuchowych z warunkami otoczenia akustycznego i elementami psychologii osób słabosłyszących. Są to tak zwane metody interaktywne, które w większości przypadków opierają się na dźwiękach naturalnych i w rezultacie dają lepsze niż metody klasyczne wyniki dopasowania aparatów słuchowych, szczególnie pod względem poprawy zrozumiałości mowy, czego w 99% przypadków domaga się pacjent (Hojan, 2009).



Ryc. 17. Interaktywne procedury doboru aparatów słuchowych

Za pomocą diagramu na rycinie 17 przedstawiono przykładowy podział interaktywnych metod doboru aparatów słuchowych.

Wybrane metody interaktywne opisano w kolejnych podrozdziałach.

3.1. Metoda WHS

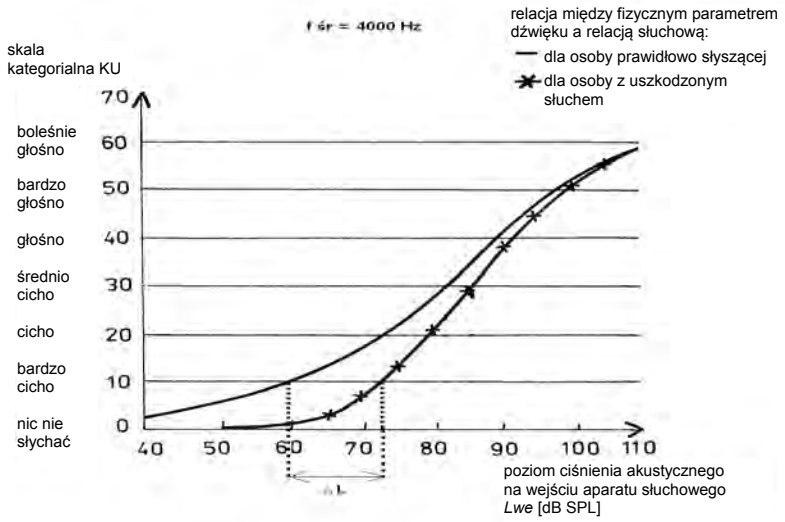
Metoda WHS (*Würzburger Hörfeld Skalierung*) opiera się na ocenie atrybutu głośności dźwięku (Hellbrück i in., 1985). Punktem wyjścia tej metody jest założenie Stevensa (sformułowane przy prezentowaniu metody *Cross-Modality Matching*) mówiące, że istnieje sprzężenie między wartością skali kategorialnej i odczuciem subiektywnym jednakowe dla ludzi ze słuchem normalnym i patologicznym. Szczegóły tej metody opracowali Moser i Hellbrück (1985).

W warunkach wolnego pola pacjentowi (bez aparatów słuchowych) prezentowane są wycinki szumu białego o szerokości tercji i czasie trwania 2 s. Częstotliwość środkowa wycinka szumu zmienia się od 500 do 6300 Hz. Poziom ciśnienia akustycznego zmienia się od 20 do 90 dB SPL w skokach co 10 dB. Zadanie pacjenta polega na określeniu wrażenia głośności dźwięku za pomocą skali ocen kategorialnych. Skalę kategorialną przedstawiono za pomocą liczb od 0 do 55, dzielących ją na siedem zakresów:

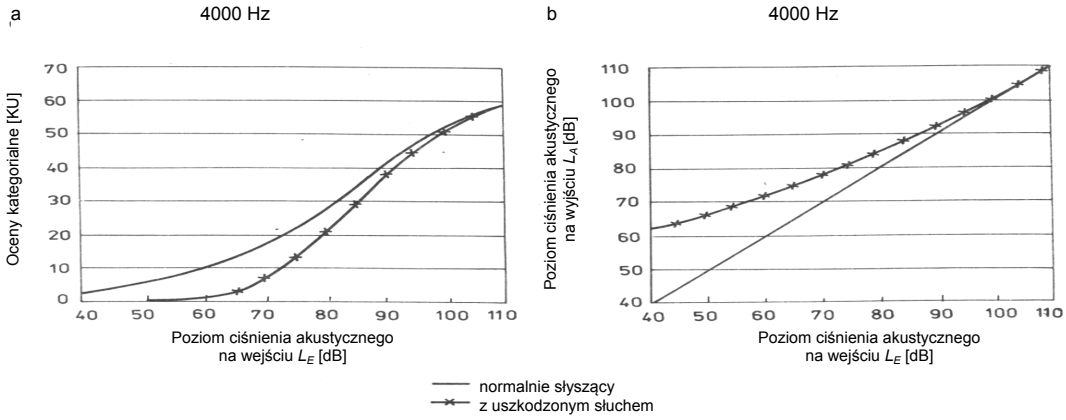
1) nie słychać (0),
2) bardzo cicho (1–10),
3) cicho (11–20),
4) średnio głośno (21–30),
5) głośno (31–40),
6) bardzo głośno (41–50),
7) boleśnie głośno (51–53).

Zależność wrażenia głośności subiektywnej dźwięku od jego poziomu ciśnienia akustycznego przedstawiono na rycinie 18. Z wykresu tego można bezpośrednio odczytać różnicę poziomów, której osoba z normalnym słuchem i osoba z ubytkiem słuchu przypisują tę samą wartość na skali kategorialnej. Różnica ta wskazuje wprost na wielkość ubytku słuchu.

Metoda WHS stosowana jest przede wszystkim przy uszkodzeniu ośrodkowym (odbiorczym) z efektem wyrównania głośności – ograniczona dynamika słuchu: niewielkie zmiany poziomu powodują duże zmiany percypowanej głośności; krzywa dla dużych poziomów ciśnienia akustycznego na wejściu przecina się z krzywą normową. Porównanie przebiegów krzywych z ryciny 19a pozwala określić charakterystykę dynamiczną resztkowego pola słuchowego pacjenta (ryc. 19b).



Ryc. 18. Ocena kategorialna wycinków szumu białego



Ryc. 19. Ocena kategorialna wycinka szumu o częstotliwości środkowej 4000 Hz (a) oraz relacja między poziomem ciśnienia akustycznego na wejściu i wyjściu aparatu słuchowego (b) (Hojan, 1997)

Na podstawie podobnych krzywych do krzywych z ryciny 19, otrzymanych dla kolejnych wycinków szumu o różnych częstotliwościach środkowych, można wyznaczyć charakterystykę dynamiczną aparatu w funkcji częstotliwości. Na podstawie tej charakterystyki można z kolei wyznaczyć takie parametry, jak:

1) wzmocnienie aparatu:

$$G = L_{wyj.} - L_{wej.},$$

gdzie:

G – wzmocnienie aparatu [dB],

$L_{wyj.}$ – poziom ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu [dB SPL],

$L_{wej.}$ – poziom ciśnienia akustycznego na wejściu aparatu [dB SPL];

2) punkt włączenia układu AGCo:

$$AGCo = G + AGCi;$$

3) punkt włączenia PC; układ powinien obcinać sygnały akustyczne przekraczające wartość odpowiadającą na skali kategorialnej ocenie „boleśnie głośno", czyli KU = 50; punkt przecięcia krzywej normalnej z krzywą patologiczną;

4) parametr kompresji sygnału C_R:

$$C_R = (L_2 - L_1)/(L_{2'} - L_{1'}),$$

gdzie:

L_1 – poziom ciśnienia akustycznego odpowiadający KU „cicho", określony dla osoby z normalnym słuchem (L_1 = 35 dB SPL => KU = 15),

L_2 – poziom ciśnienia akustycznego odpowiadający KU „głośno," określony dla osoby z normalnym słuchem (L_2 = 85 dB SPL => KU = 35),

$L_{1'}$ – poziom ciśnienia akustycznego odpowiadający KU „cicho", określony dla osoby z ubytkiem słuchu ($L_{1'}$ = 75 dB SPL => KU = 15);

$L_{2'}$ – poziom ciśnienia akustycznego odpowiadający KU „głośno", określony dla osoby z ubytkiem słuchu ($L_{2'}$ = 90 dB SPL => KU = 35).

Wady metody WHS to:

1) ocena słuchu następuje na podstawie dźwięków nienaturalnych, syntetycznych, stacjonarnych,

2) zmiany poziomu głośności odbywają się w sposób skokowy – nie ciągły.

3.2. Metoda NSLE

Metoda NSLE (*Natural Sound Loudness Estimation*), znana też jako metoda HGJ (Hojan, Geers, Jezierska, 1995), opiera się na ocenie kategorialnej zmian głośności poziomu ciśnienia akustycznego ($L_{wej.}$) dźwięków naturalnych w funkcji czasu. Wspomniano, iż nie wszystkie zaburzenia słuchu można kompensować w zadowalający sposób na podstawie badań słuchu sygnałami

syntetycznymi, nienaturalnymi o charakterze stacjonarnym. Podjęta została próba wykorzystania podczas dopasowywania aparatów słuchowych sygnałów naturalnych, przy użyciu których można jednocześnie testować większość cech psychoakustycznych słuchu decydujących o jakości percepcji mowy.

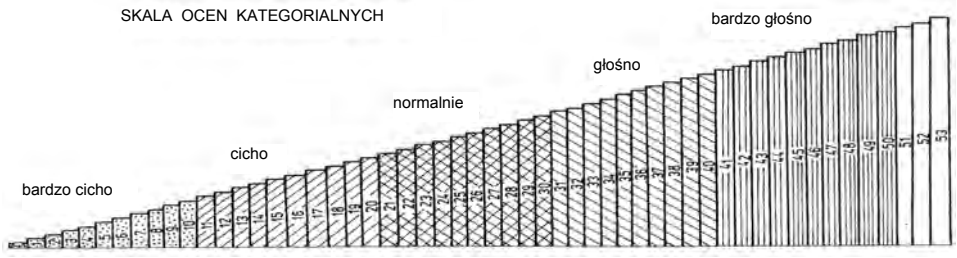
W metodzie dopasowywania aparatów słuchowych NSLE oparto się na atrybucie głośności odniesionym do dźwięków naturalnych o amplitudzie zmiennej w czasie. Podczas opracowywania tej metody skorzystano z:

1) doświadczeń Fastla, Kuwano i Namby (1996), którzy wskazali na zdolność śledzenia zmian głośności dźwięku naturalnego w czasie przez osoby o słuchu normalnym,

2) metody WHS,

3) stwierdzenia Stevensa o absolutnym sprzężeniu pomiędzy wartościami skali ocen kategorialnych a odczuciem subiektywnym, jednakowym dla ludzi ze słuchem normalnym i z patologią.

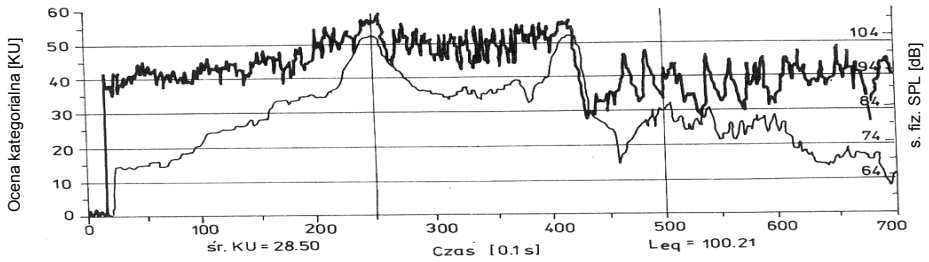
Zadaniem pacjenta w metodzie NSLE jest słuchanie sygnału testowego poprzez słuchawki (zapisanego w postaci cyfrowej z częstotliwością próbkowania 44,1 Hz) i zaznaczanie jego poziomu za pomocą myszki na skali kategorialnej znajdującej się na ekranie komputera. Wskazania pacjenta rejestrowane są automatycznie (ryc. 20).



Ryc. 20. Skala ocen kategorialnych w metodzie NSLE

Wartości fizyczne amplitudy sygnału zestawiane są z odpowiadającymi im wartościami oceny kategorialnej wskazanymi przez pacjenta (krzywa cienka, ryc. 21).

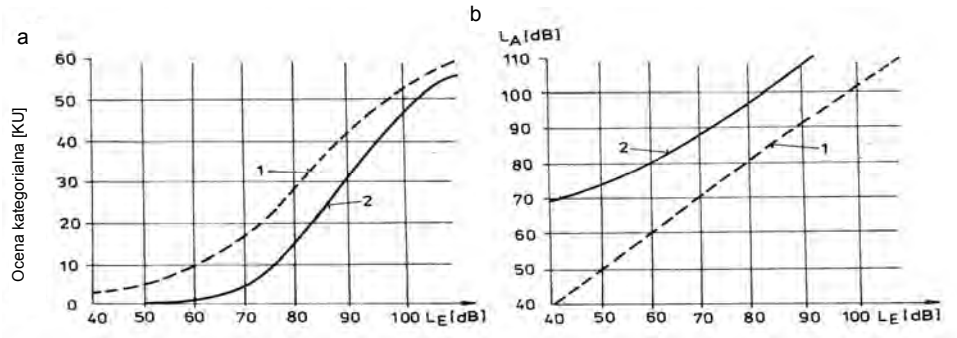
Pomiar średniego czasu reakcji prostej słuchacza na sygnały akustyczne o stałym poziomie ciśnienia akustycznego (pięć sygnałów podanych losowo w czasie, o przypadkowo dobranej częstotliwości), przeprowadzony na początku testu, ustala wspólny punkt zerowy dla obu krzywych. Następnie sprawdza się, czy obliczony współczynnik korelacji pomiędzy tymi krzywymi jest ≥ 0,6 – tylko wtedy akceptuje się wynik pomiaru.



Ryc. 21. Krzywe oceny kategorialnej (KU) i oceny fizycznej [SPL dB] zmian poziomu ciśnienia akustycznego dźwięku naturalnego w funkcji czasu

Oceny kategorialna – krzywa cienka, ocena fizyczna – krzywa pogrubiona.

Tego typu pomiary dla 81 osób o słuchu normalnym pozwoliły otrzymać tak zwane dane normowe. Powtórzenie ich już dla konkretnej osoby słabosłyszącej prowadzi do indywidualnej krzywej oceny kategorialnej zmian głośności danego dźwięku naturalnego. Zestawienie danych normowych i patologicznych zaprezentowano na rycinie 22.



Ryc. 22. Krzywe oceny kategorialnej zmian głośności wybranego dźwięku naturalnego w funkcji zmian jego poziomu ciśnienia akustycznego dla osób o słuchu normalnym i patologicznym (a) oraz krzywe „wejście–wyjście" dla aparatu słuchowego (b)

1 – osoby o słuchu normalnym, krzywa 2 – osoby o słuchu patologicznym.

Naniesienie na rycinę 22a wyników pomiarów dla ludzi z normalnym słuchem (krzywa 1) i ludzi z ubytkiem słuchu (krzywa 2) pozwala wyznaczyć poszukiwaną relację pomiędzy wzmocnieniem sygnału na wyjściu aparatu słuchowego przy danym sygnale na jego wejściu (ryc. 22b). Linia przerywana na tych rysunkach określa wymienione relacje dla ludzi z normalnym słuchem. Krzywe z ryciny 22 obowiązują dla całego pasma częstotliwości reprezentowanego w sygnale testowym.

Uzyskanie podobnych relacji jak podane wyżej dla wybranych zakresów częstotliwości, na przykład o szerokości tercji z częstotliwościami środkowymi 500, 1000, 3150, 6300 Hz, wymaga, po analizie widma chwilowego danego dźwięku naturalnego, zastosowania specjalnego algorytmu obliczeniowego.

Z otrzymanych krzywych, dla zdefiniowanych w programie obliczeniowym sygnałów (o dowolnie dobranej szerokości pasma częstotliwości), można odczytać:

1) jak powinno zmieniać się wzmocnienie aparatu słuchowego w funkcji częstotliwości dla różnych poziomów ciśnienia akustycznego sygnału wejściowego;

2) charakterystykę poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu w funkcji częstotliwości – dla danego poziomu ciśnienia akustycznego sygnału wejściowego, na przykład w zakresie 10–60 dB SPL (charakterystyka dynamiczna aparatu);

3) punkt włączenia układu PC;

4) punkt włączenia układów AGCi oraz AGCo;

5) wielkość współczynnika kompresji C_R (wszystkie te dane otrzymuje się dla całego pasma częstotliwości oraz dla poszczególnych wybranych pasm);

6) wielkość ubytku słuchu osoby ze słuchem patologicznym w zależności od częstotliwości (wynik podobny do wyniku klasycznej audiometrii tonalnej z odchyleniem standardowy ±5 dB).

3.3. Metoda A-Life

Punktem wyjścia w metodzie A-Life są oceny dźwięków naturalnych. Czynnikami charakterystycznymi tej procedury, a zarazem istotnie różniącymi ją od dotychczasowych metod, są:

1) uwzględnienie środowiska akustycznego z otoczenia osoby protezowanej,

2) uwzględnienie indywidualnych życzeń tej osoby,

3) traktowanie osoby protezowanej jak aktywnego partnera,

4) ciągła korekta procesu dopasowania ze względu na oceny osoby protezowanej.

Proponowana metoda dopasowania aparatów słuchowych na podstawie dźwięków naturalnych składa się z następujących faz:

1) rozmowa wstępna,

2) przypisanie grupy dźwięków do kategorii dźwięków akceptowanych i nieakceptowanych,

3) wyznaczanie danych audiologicznych,

4) wstępny wybór i kalibracja aparatu słuchowego,

5) precyzyjne dopasowanie aparatu słuchowego na podstawie indywidualnych wrażeń dźwiękowych,

6) instrukcja dopasowania aparatu,

7) opieka po zakupie aparatu.

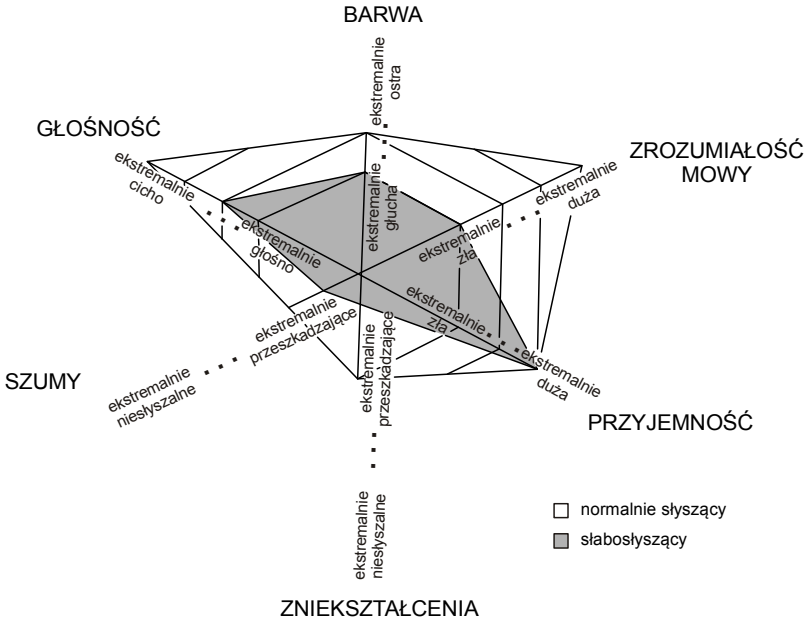
Założenia techniczne i socjologiczne:

1. Stosowane dźwięki naturalne są nagrane na płycie CD. Komputer przyjmuje również cały proces sterowania procedurą dopasowania. Odtwarzanie sygnałów odbywa się w układzie Hi-Fi poprzez głośniki lub słuchawki. Punkty odsłuchowe w pomieszczeniu (specjalnie przystosowanym do badania słuchu) kalibrowane są sygnałem szumu białego. Wzmocnienie sygnału gwarantuje w tych punktach poziom dźwięku 80 dB (A).

2. Kalibrację aparatu słuchowego przeprowadza się dla danych grup dźwiękowych uprzywilejowanych tak, by uzyskać u pacjenta jak największe zadowolenie. Najlepiej dobrać aparaty słuchowe z możliwością programowania różnych układów parametrów optymalnych dla danej grupy dźwięków (parametry związane z kanałem usznym, wkładką uszną, wężykiem łączącym wkładkę z aparatem).

Po wprowadzeniu korekty parametrów protetyk słuchu dopasowuje, za pomocą szumu testowego, dynamikę aparatu słuchowego oraz optymalizuje wielkość współczynnika kompresji celem uzyskania odpowiedniej akceptacji pacjenta.

Metodę A-Life przedstawiono za pomocą diagramu (ryc. 23).



Ryc. 23. Procedury optymalizujące ocenę wrażeń akustycznych

Gdy wybrane dla danego pacjenta parametry aparatu słuchowego lokalizują się (kropkowany obszar diagramu) w obszarze zdefiniowanym dla danych grup dźwiękowych (biały obszar diagramu), to można uznać dopasowanie aparatu za optymalne. Gdy różnią się one znacznie (obszar kropkowany jest większy od obszaru białego), należy poszukiwać innego aparatu słuchowego spełniającego oczekiwania pacjenta.

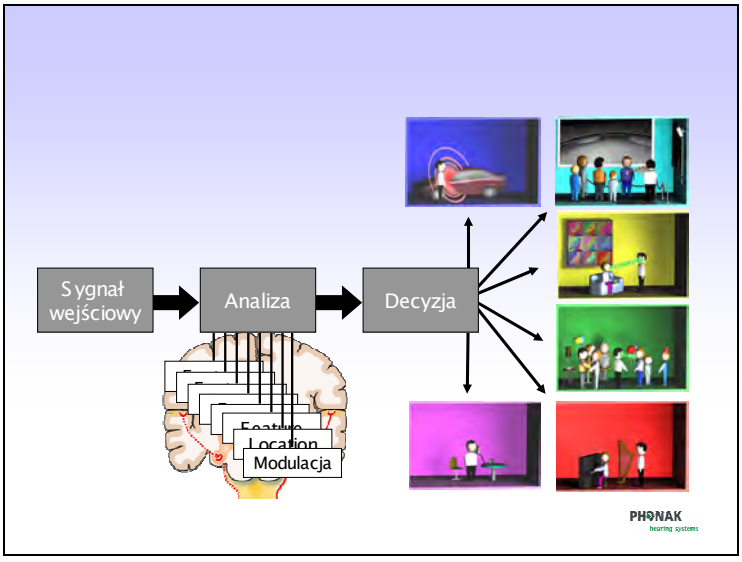
4. REGUŁY DOPASOWANIA PRZYPISUJĄCE OSOBIE SŁABOSŁYSZĄCEJ INDYWIDUALNY PROFIL PARAMETRÓW APARATU SŁUCHOWEGO

Liczba możliwych kombinacji w procesie doboru różnych parametrów aparatów słuchowych wzrosła przy przejściu do technologii cyfrowej tak znacznie, że konieczne stało się całkowicie nowe podejście do ich programowania. Dotychczas protetyk słuchu wybierał jedną z wyżej opisanych reguł obliczeniowych, kierując się: wynikami audiometrii tonalnej, audiometrii słownej, wynikami skalowania głośności i danymi uzyskanymi z wywiadu z pacjentem. Dane te pozwalały na automatyczny dobór grupy parametrów aparatu słuchowego, przypisanej dla określonych sytuacji akustycznych, w których pacjent najczęściej się znajduje. Przełączanie ręczne lub automatyczne pomiędzy poszczególnymi programami (na ogół 2–3) pozwalało w dużej mierze na wykorzystanie możliwości technicznych aparatów słuchowych. Bliższa analiza tego zagadnienia, szczególnie na podstawie danych uzyskanych z DataLogging, wskazała, że nie jest to jednak wykorzystanie optymalne.

Podstawą wchodzących obecnie na rynek procedur dopasowania aparatów słuchowych są przede wszystkim indywidualne priorytety osoby słabosłyszącej, w szczególności styl życia pacjenta, jego oczekiwania oraz funkcje użytkowe aparatu.

Wyniki audiometrii tonalnej umożliwiają wyliczenie orientacyjnego wzmocnienia funkcjonalnego aparatu słuchowego oraz parametrów wkładki usznej (wielkość otworu wentylacyjnego, średnica przewodu dźwiękowego itd.).

W ramach priorytetu związanego z stylem życia osoby słabosłyszącej uwzględnia się warunki akustyczne jej środowiska życia codziennego, wyróżniając na przykład warunki typowe dla: domu, miejsca pracy (biuro, hala fabryczna itd.), wypoczynku (park, koncert itd.), transportu publicznego (rozmowa w samochodzie, na lotnisku, w tramwaju itd.) – rycina 24.



Ryc. 24. Automatyka wielobazowa



Ryc. 25. Ocena jakości dźwięku odbieranego przez aparat słuchowy

Kombinacja danych związanych z trzema obszarami zagadnień – audiometrią, właściwościami akustycznymi aparatu słuchowego oraz stylem życia osoby słabosłyszącej, prowadzi do określenia dokładnego indywidualnego profilu doboru parametrów aparatu słuchowego dla konkretnego pacjenta. Informacje te są niezbędne, by określić (indywidualnie dobrane) funkcje adaptacyjne aparatu słuchowego, szczególnie związane z jego kierunkowością i tłumieniem zakłóceń. Badania z zakresu określenia oczekiwań osób słabosłyszących korzystających z aparatów słuchowych przedstawiono na rycinie 25.

Oczekiwania te można sprowadzić przede wszystkim do tego, by:

1) słyszeć wszystkie dźwięki komfortowo – we wszystkich sytuacjach (szczególnie czystą mowę w różnych niekorzystnych słuchowo sytuacjach); bez irytacji (odpowiednia głośność w odpowiednim momencie, brak krępujących gwizdów),

2) mieć odczucie percepcji autentycznego dźwięku,

3) nie była konieczna obsługa manualna (założyć i zapomnieć),

4) nie było powtarzających się, czasochłonnych wizyt w punkcie protetycznym,

5) istniała możliwość wyboru stylu oraz opcji aparatu (estetyka, dyskrecja).

Wyzwania stawiane aparatom słuchowym, związane z tymi oczekiwaniami, to:

1) konieczność wyboru różnych programów do różnych sytuacji,

2) właściwe rozpoznanie sytuacji i optymalna w danym momencie reakcja aparatu.

Dodatkowo należy wspomnieć o oczekiwaniach protetyków słuchu, które związane są z:

1) intuicyjnym i niezawodnym oprogramowaniem,

2) sprawnym i prostym procesem dopasowania,

3) narzędziami pomagającymi pacjentowi osiągnąć spontaniczną satysfakcję,

4) możliwością pomiaru ubytku słuchu pacjenta poprzez jego aparat (Audiogram Direct),

5) szybkim i dokładnym dopasowaniem, bezpośrednio z wykorzystaniem komputera PC (idealnym szczególnie podczas wizyt domowych).

Współcześnie w wielu aparatach występuje wspomniane zagadnienie powiązania parametrów akustycznych aparatów słuchowych z warunkami otoczenia akustycznego i elementami psychologii danej osoby słabosłyszącej, realizowane z bardzo dużą skutecznością.

Procedury doboru przypisujące dane profile parametrów akustycznych aparatu słuchowego do indywidualnych potrzeb osoby słabosłyszącej są

własnością poszczególnych producentów i praktycznie są niedostępne zarówno dla użytkowników aparatów, jak i dla protetyków słuchu. Realizowane są one w systemach tak zwanego dopasowania z przewodnikiem (ryc. 26).



Ryc. 26. Dopasowanie z przewodnikiem

Procedury te teoretycznie prowadzą do optymalnego dla danej osoby słyszącej dopasowania najmniejszą liczbą kroków. Niekiedy są jednak (przynajmniej na tym etapie prezentacji) bardzo rozbudowane sprzętowo, co nie gwarantuje ich rozpowszechnienia. W dalszym ciągu pozostaje jednakże możliwość „manualnego – ręcznego" doboru parametrów aparatów słuchowych, co w niektórych przypadkach patologicznych jest w dalszym ciągu koniecznością. Protetykom słuchu pozostaje szczegółowe zapoznanie się z tymi procedurami już na etapie ich użytkowania, by w pełni wykorzystać możliwości wybranego aparatu słuchowego w kontekście jego optymalnego dopasowania do potrzeb i oczekiwań osoby słabosłyszącej.

5. METODY ZALECANE PRZEZ PRODUCENTÓW APARATÓW SŁUCHOWYCH

Badania prowadzone przez niektórych producentów aparatów słuchowych w zakresie ich doboru i dopasowania doprowadziły do pewnych modyfika-

cji wyżej zaprezentowanych metod. Poniżej podano, w przypadkowej kolejności, niektóre z nich (Vagt, Burmeister, 2012, 2013).

Bernafon

Algorytm dopasowania Oasis umożliwia korzystanie z procedur NAL-NL1, DSLm[i/o] v.5 oraz BernaFit NL i BernaFit Comfort.

Procedura BernaFit NL opiera się na formule NAL-NL1. Modyfikacja krzywej docelowej przeprowadzana jest na podstawie wyników badań, zgodnie z którymi:

1) mężczyźni oczekują większego wzmocnienia niż kobiety,

2) dorośli potrzebują mniejszego wzmocnienia niż dzieci,

3) konieczna jest zmiana krzywej docelowej, by zmniejszyć relacje między dźwiękiem bezpośrednim i pośrednim.

Optymalizacja wzmocnienia aparatów słuchowych korzystających z technologii ChannelFree™ wymaga procedury BernaFit NL. Procedura BernaFit Comfort stanowi rozszerzenie procedury BernaFit NL. Jej podstawą jest stwierdzenie, że osoba słabosłysząca po długotrwałym użytkowaniu aparatu słuchowego oczekuje mniejszego wzmocnienia sygnału w całym zakresie częstotliwości, dodatkowo mniejszego w zakresie częstotliwości wysokich. Szczegóły procedury dostępne na stronie <http://de.bernafon.com/Professionals>.

Widex

Podstawą dopasowania aparatu słuchowego firmy Widex jest tak zwany Sensogramm opierający się na pomiarze progu słyszalności metodą *in situ* (sygnał akustyczny emitowany jest przez aparat). Uwzględnia się wpływ otolpastyki, a także indywidualne parametry zewnętrznego kanału usznego osoby słabosłyszącej. Dokonuje się tego, wykorzystując program o nazwie AISA (*Analyse der In-situ Akustik*), który analizuje sygnał wyjściowy z aparatu bezpośrednio przy błonie bębenkowej, uwzględniając komfort noszenia wkładki, ewentualne sprzężenie akustyczne (pod uwagę brane są maksymalne dopuszczalne wzmocnienia przy danej wentylacji – określone zostają częstotliwości rezonansowe objętości resztkowej kanału usznego) (Kuk, Nordahn, 2006).

Siemens

Algorytm dopasowania Connex umożliwia korzystanie z metod NAL-NL1, NAL-NL2 i DSLm[i/o] v.5 oraz procedur ConnexxFit, XCEL-Fit, micon-Fit.

ConnexxFit

Podstawą jest metoda NAL-NL2. Algorytm zostaje uzupełniony przez specyficzne cechy poszczególnych aparatów słuchowych oraz indywidualny pomiar krzywej wzmocnienia kanału usznego (pomiar wzmocnienia krytycznego). Dodatkowo uwzględnia się wielkość niedosłuchu, wielkość i rodzaj wentylacji. W rezultacie prowadzi to do lepszej, spontanicznej akceptacji aparatu słuchowego.

XCEL-Fit

Dąży się do maksymalnej zgodności pomiędzy zrozumiałością mowy i jakością dźwięku, wykorzystując model percepcji, zaproponowany w roku 2009, w którym szacowane są głośność, ostrość i jakość dźwięku na podstawie wielkości ubytku słuchu (Goenner, Hauboldt, 2009). Uwzględnienie w tym modelu indeksu zrozumiałości mowy (SII, ANSI, 1997) doprowadziło do procedury XCEL-Fit, która daje podobne wyniki oceny zrozumiałości mowy jak NAL-NL2, ale lepszą subiektywna akceptację takich sytuacji, jak słuchanie w ciszy, ocena własnego głosu, słuchanie muzyki.

micon-Fit

Nowa technologia micon w aparatach słuchowych firmy Siemens skutkowała modyfikacją poprzedniego algorytmu do wersji Connexx 7, w ramach której możliwe jest korzystanie z procedur NAL-NL1, NAL-NL2 oraz micon-fit. Ta ostatnia czerpie z XCEL-Fit, wykorzystując całkowicie nowy Chip z 18 mln tranzystorów, prędkością 250 mln operacji na sekundę, 48 kanałami częstotliwości, poszerzonym do 12 kHz pasmem transmisji i nowym systemem kompresji. Aparat słuchowy może generować sygnał akustyczny, co umożliwia, poprzez pomiar *in situ*, wyznaczenie „InSituGram-u", a w konsekwencji wyznaczenie pożądanych parametrów sygnału akustycznego bezpośrednio przy błonie bębenkowe (krzywe docelowe wzmocnienia, wielkości i czasów kompresji), pomiar sprzężenia akustycznego, wielkości RECD/REUG (Keidser i in., 2008).

Phonak

W algorytmie dopasowania aparatów słuchowych firmy Phonak możliwe jest korzystanie z następujących metod: DSL[i/o], DSL v.5 (dla dzieci i dorosłych), NAL-NL1, NAL-NL2 oraz Phonak Digital. Metoda Phonak Digital nie opiera się na żadnej wcześniej omawianej metodzie, ale na wynikach badań własnych, porównujących percepcję głośności sygnałów aku-

stycznych przez osoby o słuchu normalnym i z ubytkami słuchu; dąży się do tego, by osoba słabosłysząca percypowała sygnał o normalnej głośności. Celem wyrównania wyników skalowania głośności wprowadzane są różne korekty, w zależności od wielkości ubytku słuchu (mały, średni, duży do głuchoty granicznej, wysokotonowy, niskotonowy). Audiogram osoby słabosłyszącej (wyznaczany techniką *in situ*) zostaje porównany z pięcioma typami audiogramów osób o różnym ubytku słuchu, „waży" się zgodność ich przebiegów. Otrzymuje się wszystkie dane pozwalające optymalizować sprzężenie zwrotne, wielkość RECD (Phonak Fokus 35).

Starkey

Algorytm Inspire pozwala na wybór następujących metod: NAL-NL1, NAL-NL2, DSL v.5, NAL-R oraz e-STAT. W metodzie e-STAT korzysta się z danych statystycznych związanych z optymalizacją percepcji głośności i zrozumiałości mowy, otrzymanych przy użyciu metody NAL-NL1 i NAL--NL2. Opracowano nowe zasady kompresji sygnału w poszczególnych pasmach częstotliwości, wprowadzono korekty w krzywych docelowych wzmocnienia dla różnych typów aparatów słuchowych. W ramach tej procedury konieczne jest wypełnienie bardzo szczegółowej tabeli.

GN ReSound i *Interfon*

Obie firmy używają tej samej metody dopasowania pod różnymi nazwami: GN Resound – metodę „Audiogramm+", firma Interfon – metodę „Dyna Fit". Aktualna wersja algorytmu Aventa 3.xx pozwala na korzystanie z następujących metod: NAL-NL1, NAL-NL2, NAL_NL2 – Pediatric, NAL--RP, DSL v.5 (dla dzieci i dorosłych) oraz Audiogramm+.

Podstawą wprowadzenia metody Audiogramm+ było spostrzeżenie, że osoby słabosłyszące oczekują mniejszego wzmocnienia sygnału, jak wynikałoby to ze skalowania jego głośności. W porównaniu do metody NAL-NL1 maksymalna zrozumiałość mowy wymaga o 3 do 10 dB mniejszego wzmocnienia sygnału. Konkretna wartość zależy od częstotliwości i wielkości ubytku słuchu, rodzaju ubytku, indywidualnej wartości progu UCL, a ewentualnie od wartości SL. Uwzględnia się również dane dotyczące doświadczenia w użytkowania aparatu przez osobę słabosłyszącą.

Oticon

W dostępnej wersji algorytmu Genie 2013.1 możliwe jest korzystanie z następujących metod dopasowania: NAL-NL1, NAL-NL2, DSL v.5 (dla dzieci i dorosłych) oraz VAC.

Metoda VAC różni się tym od podobnych metod opracowanych przez innych producentów, że nie pracuje zgodnie ze ściśle ustalonym algoryt-

mem. System tak zwanej sztucznej inteligencji (*Artificial Intelligence*, AI) optymalizuje dobór wielu parametrów aparatu słuchowego w zależności od sytuacji akustycznej, w której znajduje się osoba słabosłysząca.

W czasie rzeczywistym zostaje wybrany schemat obróbki sygnału wejściowego faworyzujący sygnał mowy, a więc definiujący stosunek sygnału do szumu, słyszalność sygnału mowy, akceptowalną głośność. Sztuczna inteligencja steruje takimi funkcjami obróbki sygnału, jak: binauralna synchronizacja i kompresja, redukcja szumu, wiatru, głos własny, wielokanałowa adaptacyjna kierunkowość. VAC powinien być traktowany jako swego rodzaju koncepcja doboru odpowiedniej kompresji w poszczególnych kanałach transmisji (tzw. kompresji krzywoliniowej). Nie dąży się do odtworzenia naturalnej głośności sygnału, ale bardziej do wysokiej jakości barwy dźwięku przy jak najmniej skompresowanej mowie, wolnej od efektów maskowania.

Audifon

Strategia dopasowania firmy Audifon umożliwia korzystanie z następujących metod: $^1/_2$ HTL, $^1/_3$ HTL, Berger, Keller, NAL-NL1, NAL-R, POGO, POGO II oraz Comfort Logix.

Bardzo często konieczne jest poszukiwanie kompromisu pomiędzy optymalizacją doboru parametrów sterujących aparatem słuchowym w zakresie zrozumienia mowy a spontaniczną jego akceptacją ze strony użytkownika aparatu. Ten problem próbuje rozwiązać algorytm Comfort Logix, przy czym osiąga się około 70% optymalizacji w zakresie zrozumienia mowy i 30% w zakresie barwy. Algorytm doboru wybranych grup parametrów aparatu słuchowego jest wynikiem wielu badań. W swoich szczegółach przypomina procedury klasyczne poprzez wprowadzanie licznych parametrów korygujących, na przykład przy określaniu wielkości wzmocnienia sygnału w przypadku ubytków mieszanych, w zależności od stopnia doświadczenia osoby słabosłyszącej w użytkowaniu aparatu.

Audio Service

Strategia dopasowania firmy Audio Service umożliwia korzystanie z następujących metod: NAL-NL1, NAL-NL2, DSL v.5 oraz AS-Fit, przy czym ta ostatnia jest podporządkowana procedurze Connexx7.

AS-Fit prowadzi, poprzez pomiary *in situ* wykonane w obecności wkładki usznej na podstawie sygnału generowanego przez aparat słuchowy, do InSituGram-u. Następnie mierzone jest sprzężenie akustyczne, REUG i/lub RECD. Pomiary te pozwalają na pierwsze dopasowanie aparatu

słuchowego do osoby słabosłyszącej z uwzględnieniem jej stopnia doświadczenia w użytkowaniu aparatu. Podstawą metody AS-Fit jest strategia kompresji TRC (*Twin Ratio Compression*) pracującej na dwóch poziomach. Na poziomie pierwszym zostają odpowiednio kompresowane ciche i średnio głośne sygnały wejściowe, a na drugim dźwięki głośniejsze. Głównym celem procedury AS-Fit jest osiągnięcie naturalnej głośności percypowanego dźwięku i wysokiej spontanicznej akceptowalności.

Hansaton

Punktem wyjścia stosowanej metody dopasowania XpressFit jest strategia dopasowania Connexx 7, taka sama, jaką stosuje firma Siemens i Audio Service. Możliwe jest korzystanie bezpośrednio z następujących metod dopasowania: NAL-NL1, NAL-NL2 i DSL v.5.

XpressFit wykorzystuje dotychczasowe doświadczenia wyżej podanych metod, przy czym przed wszystkim opiera się na zasadach metody NAL--NL1 i NAL-NL2, które, jak wiadomo, dążą do optymalizacji tak zwanej efektywnej słyszalności. Wykorzystując dwa systemy kompresji, możliwa jest niezależna zmiana progów ich włączenia we wszystkich 18 kanałach częstotliwości. Możliwe jest również przejście do warunków dopasowania otwartego. W tym przypadku zostaje zwiększone wzmocnienie sygnału w paśmie pomiędzy 1 i 4 kHz celem polepszenia zrozumiałości mowy. Poza tym pasmem częstotliwości wzmocnienie zostaje zmniejszone, by polepszyć barwę własnego głosu oraz spontaniczną akceptację. Dla bardzo dużych ubytków słuchu i takich, które graniczą z głuchotą, uaktywnia się specjalny algorytm wprowadzający małe współczynniki kompresji (< 2), progi regulacji powyżej 65 dB i długie czasy regulacji (kompresja dualna).

Bibliografia

Allen J.B., Hall J.L., Jeng P.S., 1990, *Loudness growth in ½-octave bands (LGOB) – A procedure for the assessment of loudness*, Journal of the Acoustical Society of America, 88(2), s. 745–753.

Chalupper S., 2010, *Finding the Optimum Gain: NAL-NL2 and Trainable Hearing aids*, <https://w1.hearing.siemens.com/_resources-re/files/01-professional/05-audiology/02-knowledge-sharing/NAL_NL2_trainable-hearing-aids_2010_04.pdf>.

Dillon H., 2012, *Hearing aids*, Boomerang Press, Sydney.

Dubczyński J., Gołębiewski R., 2004, *Kompensacja ubytków słuchu typu odbiorczego z efektem wyrównania głośności*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 18, s. 9–14.

Ellis M.R., Wynne M.K., 1999, *Measurements of Loudness Growth in ½-octave bands for children and adults witch normal hearing*, American Journal of Audiology, Vol. 8(1), s. 40-46.

Fastl H., 1991, *Evaluation and Measurement of Perceived Average Loudness*, 5th Oldenburg Symposium on Psychological Acoustics, Univ. Oldenburg, s. 205–216.

Fastl H., Kuwano S., Namba, 1966, *Evaluation and measurement perceived average loudness*, Journal Society of Japan.

Geers W., Hojan E., Hojan-Jezierska D., 1994, *The first results of fitting hearing aids with the method of natural sounds loudness scaling*, Fortschritte der Akustik, 4, s. 1405–1408.

Gołębiewski R., 2002, *Rola układów kompresji w procesie dopasowania aparatów słuchowych*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 16, s. 19–26.

Gołębiewski R., 2006, *Jeszcze o klasycznych metodach dopasowania aparatów słuchowych*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 3, s. 20–23.

Gołębiewski R., 2006, *UCL a MPO*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 2, s. 17–19.

Gołębiewski R., 2009, *Weryfikacja i walidacja dopasowania aparatów słuchowych*, cz. 1, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 3, s. 36–39.

Gołębiewski R., 2009, *Weryfikacja i walidacja dopasowania aparatów słuchowych*, cz. 2, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 4, s. 29–31.

Gołębiewski R., 2012, *Nowa wersja metody DSL*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 1, s. 24–28.

Hellbrück J., Moser L., 1985, *Hörgeräte – Audiometrie: ein computergesteuertes Verfahren zu Hörgeräte Anpassung*, Psychol. Beitrag., 27, s. 494-508.

Hojan E., 1997, *Akustyka aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.

Hojan E., Geers W., Hojan-Jezierska D., 1995, *New Method of Hearing Aids Fitting*, ICA-95, Trondheim, Norway.

Hojan-Jezierska D., 1997, *Dopasowanie aparatów słuchowych poprzez skalowanie głośności dźwięków naturalnych*, Katedra i Zakład Biofizyki Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań [rozpr. dokt.].

Keidser G., Dillon H., 2006, *What's new in prescriptive fittings down under?*, [w:] C.V. Palmer, R. Seewald (red.), *Hearing Care for Adults 2006*, Phonak AG, Stafa, Switzerland.

Keidser G., O'Brien A., Carter L., McLelland M., Yeend I., 2008, *Variation in preferred gain with experience for hearing-aid users*, International Journal of Audiology, 47, s. 621–635.

Kiessling J., Schubert M., Archut A., 1996, *Adaptive fitting of hearing instruments by category loudness scaling (ScalAdapt)*, Scand Aud., 25, s. 153–160.

Kochkin S., 2011, *MarkeTrak VIII: Reducing patient visits through verification and validation*, Hearing Review., 18(6), s. 10–12.

Kuk F., Ludvigsen C., 1999, *Verifying the output of digital nonlinear hearing instruments*, The Hearing Review, Vol. 6, No. 11, s. 35, 36, 38, 60, 62, 70.

Kuk F., Nordahn M., 2006, *Where an accurate fitting begins: Assessment of in-situ acostics (AISA)*, Hearing Review, 13(7), s. 60–62, 64, 66–67.

Lützen M., 2007, *How much fine tuning does a modern hearing system require?*, Phonak, Focus, 35.

Moore B.C.J., Alcántara J.I., Stone M.A., Glasberg B.R., 1999a, *Use of a loudness model for hearing aid fitting. II. Hearing aids with multi-channel compression*, British Journal of Audiology, 33, s. 157–170.

Moore B.C., Fullgrabe C., Stone M.A., 2010a, *Effect of spatial separation, extended bandwidth, and compression speed on intelligibility in a competing-speech task*, The Journal of the Acoustical Society of America, 128, s. 360–371.
Moore B.C.J., Glasberg B.R., 2007, *Modeling binaural loudness*, The Journal of the Acoustical Society of America, 121, s. 1604–1612.
Moore B.C.J., Glasberg B.R., Stone M.A., 2010b, *Development of a new method for deriving initial fitting hearing aids with multi-channel compression: CAMEQ-HF*, International Journal of Audiology, 49, s. 216.
Moore B.C.J., Sęk A., 2013, *Comparison of the CAM and NAL-NL2 Hearing Aid Fitting Methods*, Ear & Hearing, 34, s. 83–95.
Moore B.C.J., Sęk A., 2014, *Comparison of the CAM2A and NAL-NL2 Hearing-Aid Fitting Methods for Participants with a Wide Range of Hearing Losses*, Ear & Hearing Submitted.
Vagt K., Burmeister V., 2012, 2013, Hörakustik, 9–12, 1–10.
Valente M. (red.), 1996, *Hearing aids: Standards, options, and limitations*, Thieme, New York.
Valente M., 2002, *Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings*, Thieme, New York.
Venema H., 2001, *The NAL-NL1 Fitting Method*, <http://www.audiologyonline.com/articles/the-nal-nl1-fitting-method-1260>.
Vonlanthen H., Arndt H., 2007, *Hearing instrument technology for the hearing health care professional*, Thomson Delmar Learning, New York.
Weinstein B.E., 1997, *Customer satisfaction with and benefit from hearing aids*, Seminars in hearing.

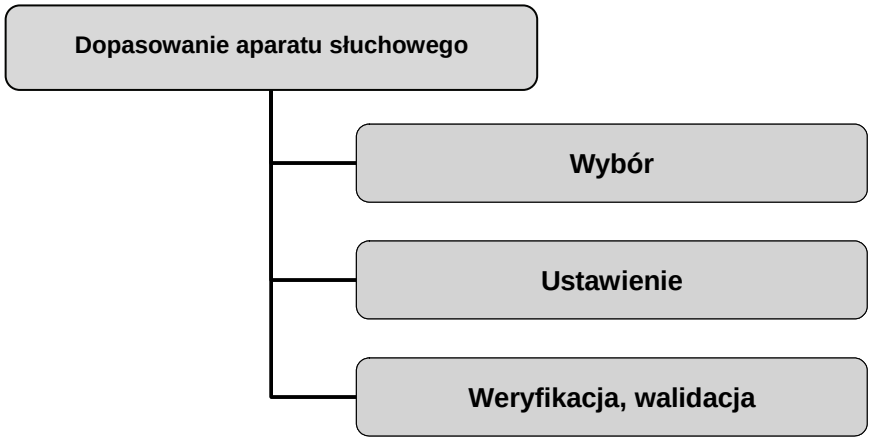
Strona internetowa

<http://de.bernafon.com/Professionals>

ROMAN GOŁĘBIEWSKI

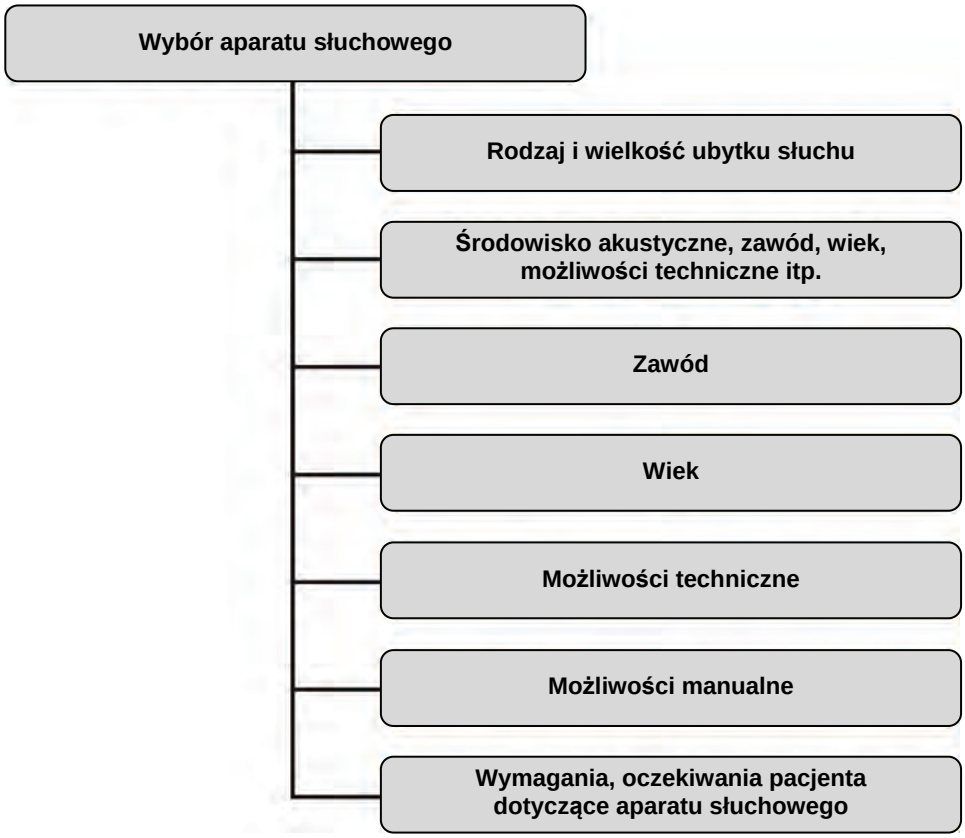
WYBÓR APARATU SŁUCHOWEGO

Proces dopasowania aparatów słuchowych jest procesem złożonym i długotrwałym. Wiąże się z wyborem aparatu słuchowego, określeniem wymaganych parametrów akustycznych, ustawieniem poszczególnych parametrów/regulatorów, a także sprawdzeniem poprawności wyboru oraz ustawień (weryfikacja i walidacja). Na rycinie 1 przedstawiono poszczególne etapy procesu dopasowania aparatu słuchowego.



Ryc. 1. Etapy procesu dopasowania aparatu słuchowego

Na kolejnej rycinie (ryc. 2) zaprezentowano pierwszy etap procesu dopasowania, zawierający czynniki, które wpływają na wybór aparatu słuchowego. Czynniki te, z podziałem na czynniki słuchowe i pozasłuchowe, zostaną szczegółowo omówione poniżej.

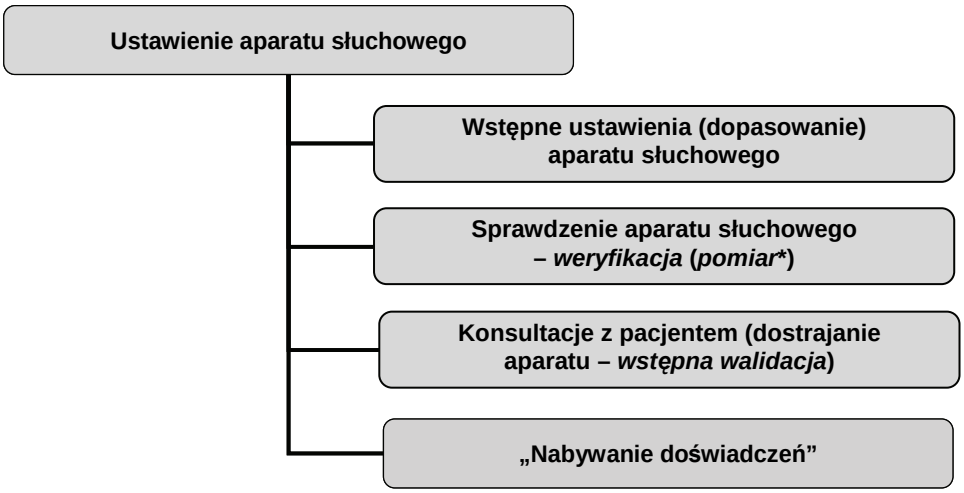


Ryc. 2. Czynniki wpływające na wybór aparatu słuchowego

Drugim etapem procesu dopasowania jest jego ustawienie/dopasowanie z wykorzystaniem określonych formuł/procedur dopasowania (metody liniowe – klasyczne, metody nieliniowe).

Po ustawieniu aparatu słuchowego następuje **proces weryfikacji**, czyli obiektywnego sprawdzania ustawień aparatu przy użyciu analizatora aparatów słuchowych. Etap ten należy traktować jako wstępne dopasowanie aparatu. Polega na ustawieniu i zweryfikowaniu dwóch–trzech aparatów słuchowych, które powinny zostać poddane subiektywnej ocenie przez osobę niedosłyszącą. Wszystkie wstępnie ustawione i zweryfikowane aparaty słuchowe powinny spełniać wymagania wzmocnienia maksymalnego poziomu wyjściowego oraz określonego przebiegu charakterystyki dynamicznej. Różnice natomiast powinny dotyczyć barwy dźwięku, liczby programów itp. W celu lepszej akceptacji wskazane jest, aby osoba niedosłysząca

wybrała aparat. Weryfikacji aparatu można dokonać również z wykorzystaniem techniki *in situ*, czyli pomiarów na uchu rzeczywistym. Po weryfikacji następuje wstępna walidacja aparatu(-ów) słuchowego(-ych), czyli subiektywna ocena przez osobę niedosłyszącą. W konsultacji z osobą niedosłyszącą protetyk dokonuje zmian w ustawieniach aparatu wybranego przez pacjenta zgodnie z jego uwagami.



Ryc. 3. Ustawienie aparatu słuchowego

Po uwzględnieniu wszystkich uwag osoba niedosłysząca rozpoczyna korzystanie z aparatu słuchowego w codziennych sytuacjach i środowiskach akustycznych. Niezwykle ważne jest, aby była ona precyzyjnie i właściwie poinstruowana o ograniczeniach, obsłudze i korzystaniu z aparatu słuchowego. Instruktaż ten powinien jednoznacznie pomóc osobie niedosłyszącej w doborze określonego programu słyszenia do konkretnej sytuacji akustycznej, pielęgnacji aparatu, zmianie baterii itp. Brak takiego instruktażu może spowodować niezadowolenie pacjenta, problemy z aparatem i w konsekwencji brak jego akceptacji przez pacjenta.

Po trzech–czterech tygodniach od rozpoczęcia użytkowania aparatu słuchowego następuje właściwy proces jego walidacji. Do tego celu wykorzystuje się specjalne kwestionariusze z pytaniami (m.in. ABHAB, COSI, PAL – patrz *Ocena skuteczności dopasowania pomocy słuchowej*), na które odpowiada osoba niedosłysząca po nabyciu pewnych doświadczeń. Na podstawie uzyskanych odpowiedzi określa się stopień zysku z aparatu słuchowego.

1. WPŁYW CZYNNIKÓW SŁUCHOWYCH

Najważniejszym czynnikiem wpływającym na decyzję o wyborze konkretnego aparatu słuchowego jest rodzaj i wielkość ubytku słuchu. Szczegółowa analiza tych wielkości, w tym dynamiki resztkowej pacjenta (patrz *Wyznaczenie resztkowego pola słuchowego*), pozwala wybrać odpowiedni rodzaj aparatu słuchowego (liniowy, nieliniowy) oraz wymagane układy regulujące (np. rodzaj układu AGC).

Wielkość niedosłuchu

Im większy stopień niedosłuchu, tym proponowany aparat słuchowy powinien mieć większe wzmocnienie. Z powodu ograniczeń wynikających z budowy aparatu słuchowego (w tym również w zakresie poboru prądu baterii) oznacza to najprawdopodobniej konieczność wyboru aparatu zausznego, który zapewnia duże wzmocnienie przy stosunkowo małym poborze prądu, ale kosztem wielkości aparatu i baterii.

Przy głębokich niedosłuchach konieczne jest duże wzmocnienie, co z kolei oznacza duże prawdopodobieństwo powstawania sprzężenia zwrotnego. W takich przypadkach należy stosować:

1) szczelną wkładkę z małym otworem wentylacyjnym,

2) aparat zauszny – większa odległość pomiędzy mikrofonem a słuchawką niż w aparacie wewnątrzusznym,

3) aparat słuchowy wyposażony w rozwiązanie zapewniające redukcję sygnału sprzężenia zwrotnego.

Potrzeba dużego wzmocnienia w dalszym ciągu jest przeszkodą w stosowaniu aparatów słuchowym w systemie otwartego dopasowania, które może być wykorzystane przy małym i średnim niedosłuchu (patrz *Dopasowanie otwarte*).

Kształt audiogramu

Kształt audiogramu również wpływa na rodzaj wybranego aparatu słuchowego. Dla stromo opadających audiogramów (ubytków wysokoczęstotliwościowych) należy stosować wielokanałowe aparaty słuchowe, w których istnieje możliwość selektywnego ustawienia wzmocnienia w funkcji częstotliwości. Przy tego rodzaju niedosłuchach aparat słuchowy powinien dysponować kanałami częstotliwości z niezależnymi układami kompresji oraz dodatkowo dużą dynamiką (spadek poziomu słyszenia od kilku do kilkudziesięciu decybeli).

Uwarunkowania anatomiczne

Oprócz wymienionych czynników również uwarunkowania anatomiczne decydują o wyborze aparatu słuchowego. Dla niedosłuchów przewodzeniowych, poza klasycznymi aparatami na przewodnictwo powietrzne, skutecznym rozwiązaniem mogą być aparaty słuchowe na przewodnictwo kostne. Aparaty takie przeznaczone są dla osób, które z różnych przyczyn anatomicznych nie mogą nosić konwencjonalnych, powietrznych aparatów słuchowych lub mają wrodzoną wadę zewnętrznego kanału słuchowego (kanał słuchowy źle ukształtowany, zarośnięty) bądź ucha środkowego. Podobnie częste infekcje w zewnętrznym kanale słuchowym i/lub w uchu środkowym, uszkodzona błona bębenkowa, wycieki uniemożliwiają zastosowanie aparatów wewnątrzusznych czy wewnątrzkanałowych. W takich przypadkach tylko aparat słuchowy na przewodnictwo kostne może doprowadzić sygnał akustyczny do ucha wewnętrznego.

2. WPŁYW CZYNNIKÓW POZASŁUCHOWYCH

Do pozasłuchowych czynników, które w istotny sposób wpływają na wybór aparatu słuchowego, należą:

- rodzaj środowiska akustycznego, w którym pacjent przebywa,
- wykonywany zawód,
- wiek osoby niedosłyszącej,
- wymagania i oczekiwania osoby niedosłyszącej,
- sprawność manualna.

Środowisko akustyczne

Środowisko akustyczne, w którym przebywać będzie osoba niedosłysząca, wpływa na ustawienie aparatu słuchowego, liczbę programów akustycznych oraz wybór odpowiedniej kierunkowości mikrofonu (lub systemu mikrofonów). Z reguły pierwszy z programów przeznaczany jest do prostych sytuacji akustycznych (rozmowa z drugą osobą w ciszy), pozostałe zaś do ściśle określonych sytuacji akustycznych. Ich liczba zależy przede wszystkim od liczby miejsc/środowisk, w których będzie przebywać osoba niedosłysząca. Liczba środowisk determinuje zatem liczbę programów, czyli także rodzaj aparatu słuchowego.

Dla niektórych rodzajów niedosłuchów, przede wszystkim odbiorczych, bardzo ważny wpływ na zrozumiałość mowy ma hałas. Stąd wynika ko-

nieczność wyboru aparatu słuchowego dysponującego odpowiednimi układami redukcji hałasu do poziomu, przy którym hałas nie będzie zakłócał zrozumiałości mowy. Zatem, przebywanie osoby w określonych hałaśliwych środowiskach akustycznych determinuje wybór aparatu słuchowego.

Wykonywany zawód

Wykonywany zawód, podobnie jak rodzaj środowiska akustycznego, znacząco ogranicza wybór aparatu słuchowego. Określa on pewne potrzeby i oczekiwania dotyczące aparatu słuchowego. Podobnie, jeśli osoba niedosłysząca wykonując dany zawód, narażona jest na oddziaływanie określonych zanieczyszczeń (np. kurzu) albo przebywa w trudnych warunkach (np. duża wilgotność powietrza), to fakt ten wymusza wybór aparatu słuchowego, który będzie odporny na tego rodzaju czynniki. Na przykład, zanieczyszczenia w powietrzu oddziałują na czułość mikrofonów w aparacie, wskutek czego po pewnym czasie charakterystyka kierunkowa ulega deformacji. W takim przypadku konieczna jest okresowa kalibracja systemu kierunkowego.

Wiek pacjenta

Istnieje wiele problemów, które uniemożliwiają akceptację aparatu słuchowgo przez osoby niedosłyszące. Problemy te wyraźnie zależą od wieku tej osoby. Dla dzieci problemem może być na przykład wygląd aparatu słuchowego, wstyd przed rówieśnikami oraz kłopoty z codziennym jego użytkowaniem (np. w trakcie zajęć ruchowych).

Dla osób dorosłych problemem jest przede wszystkim wygląd oraz efektywność aparatu w różnych środowiskach akustycznych, a także w trakcie wykonywanych czynności.

Dla osób najstarszych problemem będzie brak motywacji do założenia i korzystania z aparatu (czynnik ten został szczegółowo omówiony poniżej).

Sprawność manualna

Istotnym czynnikiem przy wyborze aparatu jest sprawność manualna – nie można proponować osobie mniej sprawnej aparatu małego i bardzo skomplikowanego w obsłudze. Osobom starszym, najczęściej mniej sprawnym manualnie, należy proponować, w miarę możliwości, aparat prosty w obsłudze, niewymagający częstych zmian baterii. Nie powinien to być mały aparat (np. aparat wewnątrzuszny).

Motywacja

Motywacja i ogólnie postawa osoby niedosłyszącej, przejawiające się w omówionych poniżej czynnikach, wpływają nie tylko na wybór określonego typu i rodzaju aparatu słuchowego, ale również na stopień zadowolenia z aparatu i jego i akceptację. Szczególnie w przypadku niedosłuchów małych i średnich czynniki te będą istotniejsze niż ewentualna zmiana zrozumiałości mowy w aparacie. Do czynników tych należą:

1. Świadomość: na ile osoba niedosłysząca w sposób świadomy (świadomość intelektualna oraz emocjonalna) akceptuje fakt niedosłuchu. Akceptacja lub jej brak może wynikać ze źródła niedosłuchu – jeśli niedosłuch powstał w wyniku starzenia układu słuchowego, co jest procesem naturalnym, akceptacja może być łatwiejsza. W przypadku utraty słuchu na przykład wskutek ciągłej ekspozycji na hałas akceptacja może być trudniejsza. Brak świadomości jest jednym z tych negatywnych czynników, które utrudniają pracę z osobami niedosłyszącymi oraz wpływają na wolniejszą akceptację swojego niedosłuchu, a w konsekwencji aparatu słuchowego. W takich przypadkach należy przede wszystkim wyjaśnić osobie niedosłyszącej naturę niedosłuchu oraz jego wpływ na codzienne życie: utrudnione komunikowanie się z innymi osobami, brak możliwości słyszenia dźwięków ostrzegawczych (np. przejeżdżający samochód, dzwonek do drzwi, dzwonek telefonu itp.), spadek aktywności towarzyskiej itp. Dodatkowo należy przedstawić korzyści wynikające z użytkowania aparatu słuchowego, na przykład wzrost aktywności towarzyskiej.

2. Potrzeba komunikacji: dla osób młodych i w średnim wieku potrzeba komunikowania się z innymi osobami (w różnych środowiskach akustycznych) jest oczywista. W przypadku osób starszych i samotnych niechęć do aparatu słuchowego oraz brak motywacji do jego założenia wynikają z faktu, że osoby te nie mają już tak częstej potrzeby komunikowania się z innymi osobami. Wówczas zadaniem protetyka jest przede wszystkim wskazanie miejsc, sytuacji, w których aparat słuchowy podniesie komfort życia. Takim przykładem może być wzrost poczucia bezpieczeństwa poprzez umożliwienie słyszenia dźwięków ostrzegawczych.

3. Cena aparatu słuchowego: czynnik ekonomiczny to w wielu przypadkach czynnik decydujący o decyzji dotyczącej zakupu aparatu słuchowego. Nawet najtańszy aparat słuchowy, który z pewnością nie we wszystkich sytuacjach akustycznych okaże się skuteczny, jest lepszym rozwiązaniem niż jego brak. Nie zawsze należy proponować aparat z „wyższej półki cenowej". Podobnie w przypadku jednoznacznych wskazań do obuusznego protezowania właściwym rozwiązaniem jest propozycja dwóch aparatów tańszych niż jednego, ale drogiego.

4. Osobiste doświadczenia: negatywne osobiste doświadczenie z aparatem słuchowym to czynnik niezwykle istotny, który niestety skutecznie zniechęca do korzystania z kolejnego aparatu słuchowego. W takim przypadku należy podjąć próbę wyjaśnienia źródła problemów związanych z aparatem. Jeśli przyczyną niezadowolenia był na przykład źle ustawiony aparat słuchowy, powinno się spróbować zmienić ustawienia tego aparatu słuchowego, a jeśli uwarunkowania słuchowe to uniemożliwiają (np. aparat słuchowy ma za małe wzmocnienie), należy wybrać inny aparat słuchowy, którego wzmocnienie pozwoli skompensować wielkość niedosłuchu.

Jeśli problemem z użytkowaniem aparatu słuchowego było na przykład sprzężenie zwrotne, trzeba wyjaśnić powody powstawania tego efektu. Przede wszystkim należy sprawdzić szczelność wkładki usznej (lub obudowy aparatu wewnątrzusznego), następnie wielkość otworu wentylacyjnego, wielkość wzmocnienia aparatu (źródła i metody redukcji sprzężenia zwrotnego patrz *Współczesne rozwiązania technologiczne w aparatach słuchowych*). W przypadku braku możliwości redukcji sprzężenia trzeba znaleźć inny aparat słuchowy z dostatecznie efektywnym sposobem redukcji tego efektu.

Kolejnymi czynnikami negatywnie wpływającymi na ocenę aparatu słuchowego, które mogą prowadzić do braku akceptacji aparatu, są efekt okluzji (bardzo silnie powiązany ze sprzężeniem zwrotnym) oraz trudności ze zrozumieniem mowy w sytuacjach hałaśliwych. Ten ostatni problem dotyczy przede wszystkim osób z odbiorczym ubytkiem słuchu.

Osoby niedosłyszące, szczególnie z odbiorczymi ubytkami słuchu, negatywnie oceniają zrozumiałość mowy na tle hałasu. Problemy te występują nawet przy stosunkowo niewielkim ubytku słuchu, przy czym im większy ubytek słuchu, tym większy spadek zrozumiałości mowy w środowisku hałaśliwym. Aktualnie jest wiele metod, które pozwalają poprawić zrozumiałość mowy w aparacie słuchowym. Do takich metod/sposobów należą: dopasowanie obuuszne, słyszenie kierunkowe, odpowiednia filtracja sygnału akustycznego (z reguły tłumienie niskich częstotliwości), zmiana charakterystyki kompresji (współczynnika oraz punktu zadziałania kompresji, a także stałych czasowych – przede wszystkim czasu zaniku), odpowiednia redukcja wzmocnienia w poszczególnych kanałach częstotliwości, cyfrowe układy przetwarzania sygnałów oraz systemy wielomikrofonowe.

Negatywna ocena aparatu słuchowego może być również związana z problemami wynikającymi z użytkowania aparatu oraz z jego wyglądu.

Nawet z dobrze dopasowanego – ustawionego aparatu słuchowego, który zapewnia dobrą zrozumiałość mowy, pacjent może być niezadowolony. Wiążę się to z uciążliwą obsługą aparatu słuchowego: częste wymiany bate-

rii, kłopotliwa kosmetyka aparatu i wkładki, trudności w przełączaniu programów akustycznych (brak wiedzy, w jakich sytuacjach akustycznych korzystać z poszczególnych programów), trudności podczas korzystania z cewki indukcyjnej itp. Wiele z wymienionych trudności wynika z braku odpowiedniego poinstruowania osoby niedosłyszącej o sposobie korzystania z aparatu słuchowego w praktyce.

Brak akceptacji aparatu z powodu jego wyglądu dotyczy osób, dla których wygląd, estetyka i dyskrecja są najważniejsze. Dla wielu osób aparat słuchowy może kojarzyć się z pewnego rodzaju upośledzeniem i/lub przyznaniem się do starości. Chcą one fakt ten ukryć przed innymi. Jedynym wyjściem z takiej sytuacji jest znalezienie bardziej dyskretnego rozwiązania.

Doświadczenia bliskich lub znajomych, którzy nie byli zadowoleni ze swoich aparatów słuchowych, również będą powodować niechęć do aparatów.

Omówione czynniki (środowisko akustyczne, zawód, wiek, sprawność manualna) należy widzieć zawsze w kontekście oczekiwań osoby niedosłyszącej oraz jej wymagań odnośnie aparatu słuchowego. Nie można takiego samego aparatu zaproponować dziecku i osobie starszej, gdyż inne są ich wymagania związane z aparatem słuchowym. Z jednej strony od osób niedosłyszących można spodziewać się zupełnie nierealistycznych wymagań dotyczących aparatu słuchowego (przywrócenie możliwości słyszenia tak, jak osoby normalnie słyszące), a z drugiej – bardzo małych, niskich wymagań. W pierwszym przypadku należy przede wszystkim wyjaśnić, czym jest aparat słuchowy (w tym, z czego wynikają jego ograniczenia, które należy widzieć w kontekście uwarunkowań słuchowych) oraz wyjaśnić naturę ubytku słuchu i ograniczeń z niej wynikających. W przypadku bardzo niewielkich wymagań trzeba przedstawić zakres dostępnych aparatów słuchowych, ich możliwości techniczne, które pozwolą, w zależności od środowiska akustycznego, komfortowo słyszeć i rozumieć mowę.

Nie zawsze należy proponować drogi aparat słuchowy – osoba niedosłysząca nie musi potrzebować takiego rozwiązania. Jej wymagania mogą być zupełnie inne, a ich spełnienie może być lepsze nawet z prostszym i tańszym aparatem słuchowym.

Poznanie, w trakcie rozmowy/wywiadu, wszystkich problemów i obaw, które towarzyszą pacjentom oraz stopnia świadomości i motywacji jest bardzo ważne, gdyż może pomóc we właściwym wyborze aparatu. Brak takiego rozpoznania może skutkować złym wyborem i/lub złym dopasowaniem. Należy pamiętać, że całościowa ocena aparatu słuchowego wiąże się nie tylko z ewentualną poprawą zrozumiałości mowy, ale również z obsługą

aparatu, jego wyglądem itp. (patrz *Profesjonalna obsługa i komunikacja z pacjentem* oraz *Algorytm prowadzenia punktu protetycznego*).

Wyniki badań ankietowych, których celem było poznanie preferencji osób niedosłyszących dotyczących aparatów słuchowych przedstawiono w pracy Gołębiewskiego (2011).

Pytania ankietowane zostały podzielone na cztery części:

A – wywiad ogólny.

B – wywiad audiologiczny (informacje na temat przebytych chorób, wykonywanego zawodu, pytania dotyczące świadomości osoby niedosłyszącej niedosłuchu).

C – pytania dotyczące aparatu słuchowego (m.in., czy osoba nosiła już aparat słuchowy, jeśli tak – czy była z niego zadowolona, jeśli nie – dlaczego, czy chciałaby kupić dodatkowe urządzenia do aparatu słuchowego).

D – oczekiwania pacjenta.

W ostatniej części ankiety osoby niedosłyszące odpowiadały na następujące pytania:

1. Proszę ocenić, w skali od 0 (nieistotny) do 5 (bardzo ważny), jakie czynniki są dla Pani/Pana najważniejsze. Aparat słuchowy musi:
- być dyskretny,
- być tani,
- być prosty w obsłudze,
- mieć potencjometr głośności,
- mieć dużo programów akustycznych,
- współpracować z innymi urządzeniami (telefon, odtwarzacz Mp3 itp.).

2. Wskaż pięć najważniejszych dla Pani/Pana sytuacji/miejsc istotnych w zrozumiałości mowy:
- rozmowa z jedną lub dwoma osobami w ciszy (w domu),
- rozmowa z jedną lub dwoma osobami w hałasie,
- rozmowa w grupie, w ciszy,
- rozmowa w grupie, w hałasie,
- rozmowa przez telefon (ze znajomym, nieznajomym),
- rozmowa z osobą w sąsiednim pokoju,
- słuchanie radia, oglądanie telewizji,
- rozmowa na tle hałasu ulicznego,
- usłyszeć dzwonek telefonu z sąsiedniego pokoju,
- usłyszeć dzwonek/stukanie do drzwi,
- kościół,

– praca w biurze, przy komputerze,
– pomieszczenia pogłosowe z dużą liczbą ścian odbijających (ośrodek zdrowia, szpital itp.),
– sklep, market,
– restauracja,
– kino, teatr,
– szkoła,
– samochód, tramwaj, pociąg,
– warsztat, zakład przemysłowy itp.,
– inne.

Dodatkowo osoby ankietowane odpowiadały na pytania o ocenę wybranych przez siebie sytuacji akustycznych bez i z aparatem słuchowym (na wzór kwestionariusza COSI – patrz *Ocena skuteczności dopasowania pomocy słuchowej*). Otrzymane wyniki pozwoliły stwierdzić, że

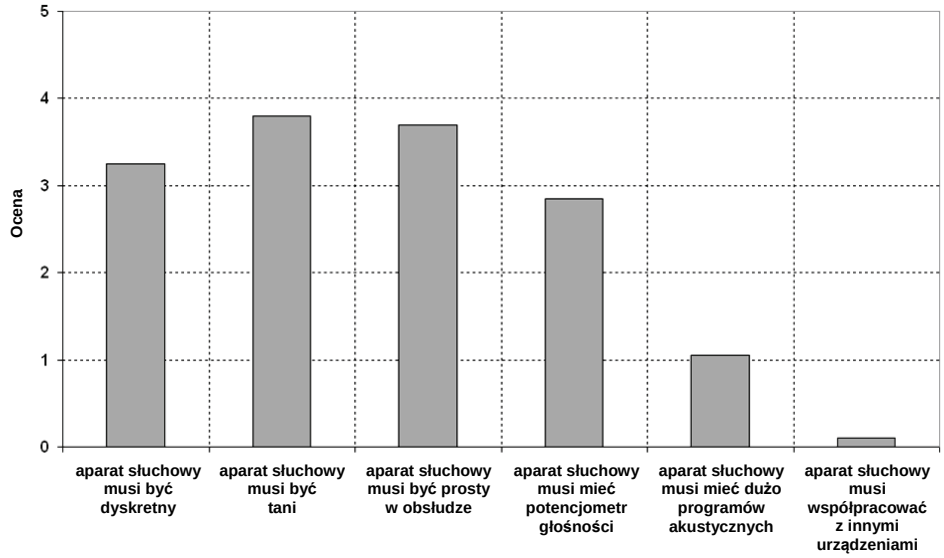
– zdecydowana większość osób chciałaby nosić dwa aparaty słuchowe,
– większość osób była zadowolona z poprzednich aparatów słuchowych,
– osoby niezadowolone z aparatów słuchowych jako główny problem wskazywały na trudności percepcji niewyraźnej mowy oraz źle dopasowaną wkładkę uszną,
– ocena świadomości na temat niedosłuchu: dobra (osoby są świadome tego problemu, lecz (można przypuszczać), że chcą ten fakt ukryć – bardzo rzadko lub w ogóle nie proszą o powtarzanie wypowiedzi i jednocześnie bardzo często zwracają uwagę na usta rozmówcy),
– sytuacje, w których pacjent (sam) zauważył niedosłuch: kościół, podczas zwiększania głośności telewizora, kłopoty ze zrozumieniem mowy w dużej grupie osób,
– zdecydowana większość osób nie chce kupić dodatkowych urządzeń do aparatu słuchowego.

W odpowiedzi na pytanie: „Czego pacjent oczekuje od aparatu słuchowego?", najczęściej podawano:

– poprawę zrozumienia mowy,
– aby mowa była wyraźniejsza,
– aby polepszył się komfort życia,
– aby aparat słuchowy był dobry i tani.

Na rycinie 4 przedstawiono wyniki oceny, na skali od 0 (nieistotny) do 5 (bardzo ważny), czynników istotnych dla pacjenta (odpowiedź na pytanie: „Czego pacjent oczekuje od aparatu słuchowego?"). Zatem, najistotniejszymi czynnikami związanymi z aparatem słuchowym są: cena, prostota

w obsłudze, dyskrecja oraz potencjometr głośności (pacjenci chcą mieć wpływ na wzmocnienie w aparacie słuchowym).



Ryc. 4. Wyniki oceny najważniejszych czynników związanych z aparatem słuchowym

Wśród najczęściej wskazywanych przez ankietowanych najważniejszych sytuacji akustycznych znalazły się:

- rozmowa z jedną lub dwoma osobami w ciszy (w domu),
- rozmowa z jedną lub dwoma osobami w hałasie,
- słuchanie radia/telewizji,
- rozmowa ze znajomym/nieznajomym przez telefon,
- kościół,
- jazda tramwajem/autobusem.

Jednocześnie zdecydowana większość wszystkich ankietowanych stwierdziła, że wypełni kwestionariusz po trzech–czterech tygodniach użytkowania aparatu słuchowego (w celu skorygowania jego ustawień).

Przeprowadzone badania należy traktować jako wstępne, niemniej otrzymane wyniki wskazują jednoznacznie na pewne czynniki, które, zdaniem osób niedosłyszących, są bardzo istotne i z pewnością powinny być uwzględnione przy wyborze i dopasowaniu aparatu słuchowego. Występuje zatem gotowość współpracy użytkowników aparatów słuchowych z protetykiem słuchu.

Należy również podkreślić, że nie bez znaczenia dla późniejszej akceptacji aparatu słuchowego jest czynny udział w procesie wyboru oraz dopaso-

wania aparatu do osoby niedosłyszącej. Osoba, która czynnie uczestniczy w wyborze aparatu słuchowego, staje się w pewnym sensie współodpowiedzialna za ten wybór. Podobnie ocena subiektywna (walidacja) aparatu również korzystanie wpłynie na akceptację określonego rozwiązania.

Bibliografia

Allen J.B., Hall J.L., Jeng P.S., 1990, *Loudness growth in ½-octave bands (LGOB) – A procedure for the assessment of loudness*, Journal of the Acoustical Society of America, 88(2), s. 745–753.

Chalupper S., 2010, *Finding the Optimum Gain:NAL-NL2 and Trainable Hearing aids*, <https://w1.hearing.siemens.com/_resources-re/files/01-professional/05-audiology/02-knowledge-sharing/NAL_NL2_trainable-hearing-aids_2010_04.pdf>.

Dillon H., 2012, *Hearing aids*, Boomerang Press, Sydney.

Dubczyński J., Gołębiewski R., 2004, *Kompensacja ubytków słuchu typu odbiorczego z efektem wyrównania głośności*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 18, s. 9–14.

Ellis M.R., Wynne M.K., 1999, *Measurements of Loudness Growth in ½-octave bands for children and adults witch normal hearing*, American Journal of Audiology, Vol. 8(1), s. 40–46.

Gołębiewski R., 2002, *Rola układów kompresji w procesie dopasowania aparatów słuchowych*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 16, s. 19–26.

Gołębiewski R., 2006, *Jeszcze o klasycznych metodach dopasowania aparatów słuchowych*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, 3.

Gołębiewski R., 2006, *UCL a MPO*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, 2.

Gołębiewski R., 2009, *Weryfikacja i walidacja dopasowania aparatów słuchowych*, cz. 1, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 3.

Gołębiewski R., 2009, *Weryfikacja i walidacja dopasowania aparatów słuchowych*, cz. 2, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 4.

Gołębiewski R., 2012, *Nowa wersja metody DSL*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, 1.

Gołębiewski R., Dubczyński J., 2011, *Wymagania i oczekiwania osób niedosłyszących w stosunku do aparatu słuchowego*, X Konferencja „Akustyka w audiologii i foniatrii", Poznań, 3–4.

Hojan E., 1997, *Akustyka aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

Keidser G., Dillon H., 2006, *What's new in prescriptive fittings down under?*, [w:] C.V. Palmer, R. Seewald (red.), *Hearing Care for Adults*, Phonak AG, Stafa, Switzerland.

Kiessling M., Schubert A., Archut, 1996, *Adaptive fitting of hearing instruments by category loudness scaling (ScalAdapt)*, Scand. Aud., 25, s. 153–160.

Kochkin S., 2011, *MarkeTrak VIII: Reducing patient visits through verification and validation*, Hearing Review., 18(6), s. 10–12.

Kuk F., Ludvigsen C., 1999, *Verifying the output of digital nonlinear hearing instruments*, The Hearing Review, Vol. 6, No. 11, <http://devdomino.widexpro.com/images/research Articles/DAR25.pdf>.

Rose L.A., 2002, *Hearing Aids: Reasonable Expectations for the Consumer*, <http://www.audiologyonline.com/articles/hearing-aids-reasonable-expectations-for-1176>.
Valente M. (red.), 1996, *Hearing aids: Standards, options, and limitations*, Thieme, New York.
Venema H., 2001, *The NAL-NL1 Fitting Method*, <http://www.audiologyonline.com/articles/the-nal-nl1-fitting-method-1260>.
Valente M., 2002, *Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings*, Thieme, New York
Vonlanthen A., Arndt H., 2007, *Hearing instrument technology for the hearing health care professional*, Thomson Delmar Learning, New York.
Weinstein B.E., 1997, *Customer satisfaction with and benefit from hearing aids*, Seminars in Hearing, 18, s. 3–5.

EDYTA BOGUSZ-WITCZAK, EWA SKRODZKA

DOPASOWANIE APARATU SŁUCHOWEGO Z WYKORZYSTANIEM ANALIZY PERCENTYLOWEJ SYGNAŁU MOWOPODOBNEGO ISTS

1. STANDARDOWE PROCEDURY POMIAROWE IEC 60118-0: 1994 I ANSI 3.22: 2003

Stosowane powszechnie w celu zasymulowania przetwarzania dźwięków przez aparat słuchowy klasyczne procedury pomiarowe (IEC 60118-0: 1994 i ANSI 3.22: 2003) zostały opracowane dla liniowych aparatów słuchowych. Procedury te mają liczne ograniczenia w odniesieniu do stosowanych obecnie aparatów cyfrowych działających na zasadzie nieliniowego przetwarzania sygnału, kompresji w poszczególnych pasmach częstotliwości i adaptacji do warunków pracy.

Na podstawie standardów IEC 60118-0: 1994 oraz ANSI 3.22: 2003 nie możemy określić, jak przetwarzany będzie sygnał mowy w rzeczywistych warunkach pracy aparatu słuchowego, to jest dla określonych ustawień użytkownika, ponieważ standardy te:

1) wykorzystują jako sygnał testowy sygnały sztuczne: sygnał tonalny o przestrajalnej częstotliwości lub niemodulowany sygnał szumowy; są to sygnały nieodpowiednie między innymi dlatego, że rzadko występują w życiu codziennym człowieka oraz fizycznie różnią się od sygnału mowy;

2) wymagają ustawienia maksymalnego wzmocnienia aparatu słuchowego lub określonego ustawienia testowego;

3) wymagają wyłączenia dodatkowych układów adaptacyjnych, na przykład układu redukcji szumu, eliminacji sprzężenia zwrotnego i eliminacji efektu echa; postępowanie takie redukuje cyfrowy, nieliniowo działający

aparat słuchowy do prostego układu liniowego (Bisgaard, 2012; Holube i in., 2010).

Standardy pomiarowe IEC 60118-0: 1994 i ANSI 3.22: 2003 dostarczają niewiele informacji o funkcjonowaniu takich algorytmów przetwarzania sygnału, jak: wielopasmowa kompresja sygnału, tłumienie sprzężenia zwrotnego, eliminacja echa, system adaptacyjnej kierunkowości mikrofonu, eliminacja szumu otoczenia, automatyczne włączanie programów środowiskowych. Pomiar za pomocą tonu jest źródłem pewnych informacji na temat parametrów układu kompresji (czasu ataku i zaniku, współczynnika kompresji oraz progu zadziałania kompresji). Jednak trudno jest określić, na podstawie wartości wymienionych parametrów, w jaki sposób mowa żywa będzie przetwarzana przez aparat słuchowy. Włączenie w aparacie słuchowym wspomnianych układów adaptacyjnych zmienia sposób przetwarzania sygnałów, również sposób przetwarzania sygnału mowy.

Standardy pomiarowe IEC 60118-0: 1994 oraz ANSI 3.22: 2003 dostarczają istotnych informacji o obszarze dopasowania danego aparatu słuchowego. Nie informują natomiast o wydajności aparatu podczas dynamicznie zmieniającej się akustyki otoczenia. Klasyczne procedury pomiarowe pozwalają również na zdefiniowanie elektroakustycznych właściwości aparatów. Pomiar aparatu za pomocą tonu spełnia swoje zadanie, kiedy w aparacie słuchowym jest uszkodzony lub zużyty na skutek eksploatacji element przetwornika, gdyż takie wady są efektywnie wykrywane przez proste elektroakustyczne testowanie.

Stosując standardowe metody pomiarowe, nie można przewidzieć zachowania nieliniowego i adaptacyjnego aparatu słuchowego w rzeczywistych warunkach pracy, czyli podczas przetwarzania mowy i dla docelowych ustawień użytkownika aparatu słuchowego. Mowa będzie przetwarzana w inny sposób niż stosowany powszechnie w pomiarach sygnał tonalny czy niezmodulowany szum. Dlatego pojawiła się potrzeba stworzenia sygnału testowego jak najbardziej zbliżonego do naturalnej mowy, mającego wszystkie istotne cechy mowy, między innymi: średnie widmo mowy, widmo modulacji, zmienność częstotliwości podstawowej głosu wraz z odpowiadającymi jej harmonicznymi, komodulacja w poszczególnych pasmach częstotliwości, przebieg czasowy. Oprócz stworzenia nowego sygnału testowego pojawiła się również konieczność modyfikacji obowiązujących procedur pomiarowych aparatów cyfrowych.

W literaturze odnaleźć można wiele prac opisujących próby utworzenia międzynarodowego sygnału mowopodobnego, który w największym stopniu odzwierciedlałby mowę żywą (Byrne i in., 1994; Fastl, 1987; Dreschler, 2001; Wagner i in., 2006). Sygnały testowe oparte na długoterminowym

uśrednionym widmie mowy zaproponowali między innymi Byrne i in. (1994), a sygnał na podstawie fluktuacji amplitudy w czasie stworzył Fastl (1987). *International Collegium for Rehabilitative Audiology* (ICRA) zaproponowało zestaw sygnałów (Dreschler i in., 2001), które odzwierciedlają długoterminowe uśrednione widmo mowy i które są, podobnie jak naturalna mowa, zmodulowane, a ich modulacje zmieniają się pomiędzy poszczególnymi pasmami częstotliwości. Sygnałem najczęściej używanym celem weryfikacji ustawień aparatu słuchowego był sygnał ICRA-5, który zawiera modulacje stworzone na podstawie nagrań mowy pojedynczego lektora. Został on zmodyfikowany przez Wagnera i in. (2006), którzy ograniczyli długość trwania pauz do 250 ms (ICRA-5-250). Wadą sygnału jest zastosowanie jako sygnału nośnego szumu, co skutkowało brakiem częstotliwości podstawowej i komodulacji pomiędzy poszczególnymi pasmami częstotliwości. Fakt, że sygnał ten klasyfikowany był przez algorytmy rozpoznawania sygnału aparatów słuchowych jako szum, a nie jako mowa, podkreśla istotność wspomnianych cech sygnału mowy. Kilku producentów aparatów słuchowych zaimplementowało sygnał ICRA-5 w urządzeniach pomiarowych, inni dodają takie sygnały, jak na przykład sekwencje tonów lub próbki naturalnej mowy. Nagrania próbek naturalnej mowy zawierają wszystkie istotne cechy mowy, jednak nie są to testowe sygnały standaryzowane – różnią się widmem, częstotliwością podstawową głosu, strukturą czasową sygnału. Parametry te są specyficzne dla danego lektora. Jako podstawę stworzenia nowego sygnału mowopodobnego rozważano sygnały symulujące mowę P.50, P.59, P.501 stosowane w telekomunikacji (ITU, 1993; ITU, 1996; ITU, 1999). Jednak nie uwzględniają one wszystkich cech mowy, a podstawową ich wadą jest znaczne ograniczenie pasma częstotliwości.

Żaden z przedstawionych powyżej sygnałów mowopodobnych nie był opisany kompletnym zbiorem wszystkich istotnych cech charakterystycznych dla mowy (Holube i in., 2010). Dlatego zdecydowano się na stworzenie nowego sygnału testowego, maksymalnie zbliżonego do mowy naturalnej z uwzględnieniem różnych języków (sygnał międzynarodowy). Dodatkowo postanowiono, że nowe standardy pomiarowe powinny zawierać nowe, szczegółowo zdefiniowane procedury pomiarowe.

2. MIĘDZYNARODOWY TESTOWY SYGNAŁ MOWY ISTS (INTERNATIONAL SPEECH TEST SIGNAL)

W 2004 r. Europejskie Stowarzyszenie Producentów Aparatów Słuchowych (*European Hearing Instrument Manufacturers Association*, EHIMA) rozpoczęło

prace nad tworzeniem nowych procedur pomiarowych aparatów słuchowych z wykorzystaniem nowego sygnału testowego. Stowarzyszenie EHIMA skupia następujących producentów: GN ReSound, Oticon, Phonak, Siemens, Starkey, Widex. Projekt i realizująca go grupa robocza zostały nazwane ISMADHA (*International Standard for Measurement of Advances Digital Hearing Aids*). Celem projektu było stworzenie międzynarodowych standardów pomiarowych dla zaawansowanych, cyfrowych aparatów słuchowych. Jego wynikiem jest określenie standardów, które zostały zebrane i opisane w międzynarodowej normie IEC 60118-15: 2012. Standardy umożliwiają pomiar przy użyciu docelowych ustawień użytkownika aparatów słuchowych i zastosowanie standardowego sygnału mowopodobnego.

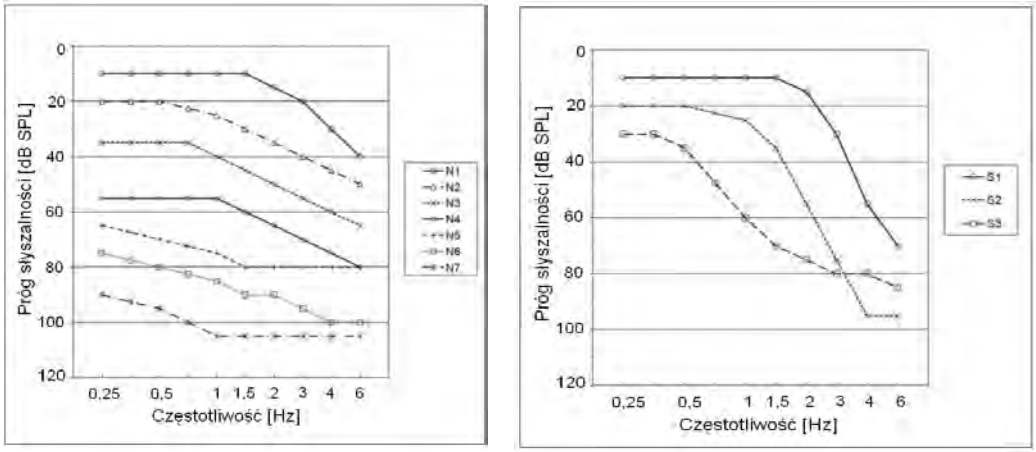
W skład nowych międzynarodowych standardów wchodzą:

– sygnał ISTS (*International Speech Test Signal*, Międzynarodowy Testowy Sygnał Mowy),

– nowe procedury pomiarowe oparte na wzmocnieniu określonym dla percentyli,

– zestaw 10 standardowych audiogramów (ryc. 1).

Zestaw standardowych audiogramów jest używany we wstępnym dopasowaniu aparatów słuchowych. Aby każdy możliwy ubytek słuchu mógł być dokładnie zasymulowany, standardowe audiogramy pokrywają cały zakres, to jest od łagodnych do głębokich ubytków słuchu z uwzględnieniem ubytków płaskich oraz opadających umiarkowanie i stromo w funkcji częstotliwości (Bisgaard i in., 2010; PN-EN 60118-15: 2012).



Ryc. 1. Standardowe audiogramy dla płaskich i umiarkowanie opadających (lewy panel) oraz stromo opadających (prawy panel) ubytków słuchu (PN-EN 60118-15: 2012)

Obecnie Międzynarodowy sygnał ISTS stosowany jest w wielu krajach w celu zasymulowania przetwarzania mowy przez aparat słuchowy. Sygnał ten od niedawna jest również zalecany jako sygnał testowy w polskiej normie z 2012 r. PN-EN 60118-15. Sygnał ten powstał na podstawie rzeczywistych nagrań mowy 21 kobiet, które czytały w swoich ojczystych językach (amerykańskim angielskim, arabskim, chińskim, hiszpańskim, tj. w czterech najczęściej używanych językach, oraz niemieckim i francuskim) fragment opowieści *The north wind and the sun* (PN-EN 60118-15: 2012; Vlaming i in., 2006; Holube i in., 2010, 2011). Wybrano głos kobiety, ponieważ fizyczne parametry głosu kobiecego, to jest zakres częstotliwości podstawowych, średni kształt widma, znajdują się pomiędzy parametrami głosu męskiego i dziecka. Również dla głosu kobiecego stosunek wartości maksymalnej sygnału do jego wartości skutecznej (RMS) jest mniejszy niż dla głosu mężczyzn. Dodatkowo kobieca mowa jest preferowana w wielu testach słownych stosowanych w dopasowaniu aparatów słuchowych dzieciom (Holube i in., 2010).

Sygnał ISTS, dzięki podzieleniu nagrań na krótkie odcinki czasowe, długością odpowiadające średniemu czasowi trwania pojedynczej sylaby, czyli około 500 ms, a następnie ich połączeniu w pseudolosowej kolejności, jest w dużej mierze niezrozumiały dla słuchacza. Tylko pojedyncze sylaby mogą być rozpoznawalne dla danego języka.

Czas trwania sygnału ISTS wynosi 60 s. Początkowych 15 s sygnału PSTS przewidzianych jest na stabilizację aparatu słuchowego, by umożliwić adaptacyjnym algorytmom przetwarzania sygnału dostosowanie się do sygnału pobudzającego. Faktycznie tylko odcinek sygnału o długości 45 s jest wykorzystywany w analizie jako symulacja przetwarzania sygnału mowy przez aparat słuchowy.

Dodatkową zaletą międzynarodowego testowego sygnału mowy jest to, że wzmocnienie, jakie daje aparat słuchowy, może być opisane za pomocą percentyli.

3. ZASTOSOWANIE SYGNAŁU ISTS W DOPASOWANIU APARATÓW SŁUCHOWYCH PACJENTOM POLSKOJĘZYCZNYM

Mimo że dla wszystkich języków występują podobne ograniczenia w wytwarzaniu mowy (Byrne i in., 1994), sygnał ISTS jest reprezentacyjny tylko dla tych języków, na podstawie których został stworzony (Holube i in., 2010). Wśród tych języków nie ma języka polskiego ani innego języka słowiańskiego (również brak języków skandynawskich i języka japońskiego).

Zestandaryzowany sygnał ISTS nie uwzględnia specyficznego składu fonematycznego języka polskiego oraz charakterystycznych cech mowy polskiej, do których zalicza się między innymi spółgłoski trące (dźwięczne: „z", „ż", „ź", „w" i bezdźwięczne: „s", „sz", „ś", „f", „h"), zwarto-trące (dźwięczne: „dz", „dż", „dź" i bezdźwięczne: „c", „cz", „ć"). Charakterystyczne dla języka polskiego jest również występowanie dyftongów „ą" i „ę" oraz specyficzna struktura sylabiczna wyrazów. Uwzględnienie polskiej struktury sylabicznej wyrazów jest o tyle ważne, że w sygnale testowym ISTS jest ona w dużej mierze niezmieniona.

Można więc przypuszczać, że korzystne byłoby stworzenie analogicznego do sygnału ISTS polskiego testowego sygnału mowy, który byłby zbudowany z fonemów i sylab języka polskiego. Polski sygnał testowy byłby bardziej użyteczny jako sygnał pomiarowy wykorzystywany w dopasowaniu aparatów słuchowych niż międzynarodowy sygnał ISTS. Sygnał taki powinien mieć wszystkie charakterystyczne cechy fizyczne i właściwości naturalnej mowy polskiej. Typowe dla mowy są między innymi: dynamika sygnału, długoterminowe i krótkoterminowe widmo mowy, widmo modulacji, zmienność częstotliwości podstawowej głosu wraz z odpowiadającymi jej harmonicznymi, komodulacja w poszczególnych pasmach częstotliwości (siła kros korelacji), przebieg czasowy sygnału – rozkład interwałów mowy ciągłej i pauz (w dużej mierze zależny od sposobu wypowiedzi lektora), chwilowy rozkład amplitudy, współczynnik szczytu.

Naukowcy z Instytutu Akustyki Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza podjęli się stworzenia polskiego testowego sygnału pomiarowego na podstawie analogicznej procedury postępowania, jak w przypadku międzynarodowego sygnału ISTS (Holube i in., 2010, 2011; Bisgaard, 2012). Jeżeli z zastosowania stworzonego dla pacjentów polskojęzycznych sygnału uzyskane zostaną wymierne korzyści, można zastanowić się nad tworzeniem analogicznych sygnałów dla innych języków oraz sygnału będącego zbitką języków słowiańskich.

4. DOPASOWANIE APARATÓW SŁUCHOWYCH Z WYKORZYSTANIEM SYGNAŁU POMIAROWEGO ISTS

Dopasowanie aparatów słuchowych odbywa się z wykorzystaniem wyników pomiaru przetwarzania sygnału mowopodobnego ISTS. Pomiar przetwarzania sygnału ISTS przez aparat słuchowy jest realizowany zgodnie z procedurą opisaną w normie PN-EN 60118-15, a więc po wstępnym dopasowaniu aparatu do ubytku słuchu pacjenta (na podstawie standardowego

audiogramu tonalnego; Bisgaard i in., 2010; Staab, 2012). W aparacie słuchowym włączone są także wszystkie dodatkowe układy adaptacyjnego przetwarzania sygnału, z których pacjent będzie docelowo korzystał. Postępowanie takie daje pełną informacje o tym, jak aparat słuchowy będzie się zachowywał w rzeczywistych warunkach pracy, to znaczy gdy przetwarzany będzie złożony, dynamicznie zmieniający się sygnał mowy, a wzmocnienie aparatu będzie mierzone w ustawieniach, z jakich będzie korzystał docelowy jego użytkownik.

4.1. Wstępne dopasowanie aparatów słuchowych

Z zestawu 10 standardowych audiogramów (Bisgaard i in., 2010; Staab, 2012; PN-EN 60118-15: 2012) wybierany jest audiogram, który w największym stopniu odpowiada ubytkowi słuchu pacjenta. Aparat słuchowy zostaje dopasowany za pomocą dostępnego dla danego producenta modułu „pierwsze dopasowanie" do danego ubytku słuchu. Zalecaną metodą wstępnego dopasowania aparatów słuchowych jest metoda NAL-NL 1 i DSL v.5 (Dworsack-Dodge, 2013). Podczas wstępnego dopasowania włączone są wszystkie dodatkowe układy adaptacyjne, z których docelowo będzie korzystał pacjent, między innymi algorytmy redukcji szumu, eliminacji sprzężenia zwrotnego, redukcji efektu echa. Chcąc uzyskać wiarygodny wynik pomiaru, należy spełnić następujące warunki: wyłączyć mikrofon kierunkowy, wybrać, na etapie wstępnego dopasowania, opcję dopasowania zamkniętego (brak wentylacji) oraz wyłączyć ewentualną transpozycję częstotliwości (Vlaming i in., 2006; PN-EN 60118-15: 2012).

4.2. Rejestracja sygnału ISTS na wejściu i wyjściu aparatu słuchowego

Stosowany jest sygnał pomiarowy ISTS o czasie trwania 60 s i poziomie ciśnienia akustycznego 65 dB SPL.

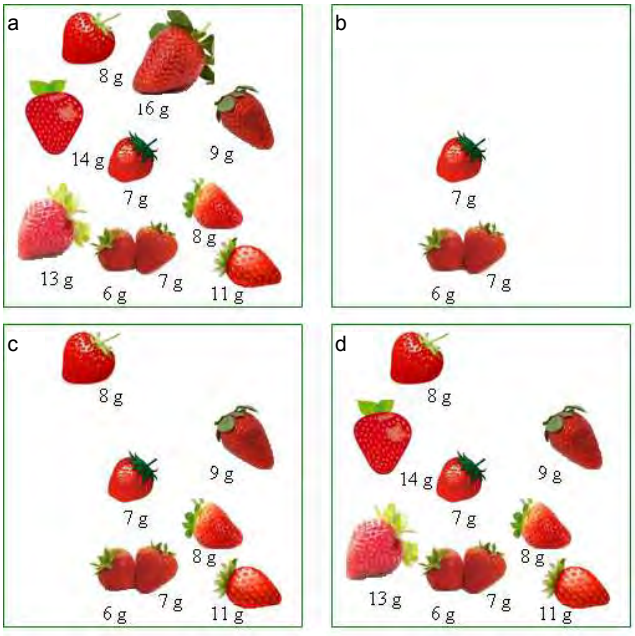
Rejestrację przetworzonego sygnału ISTS przez wstępnie dopasowany do danego ubytku słuchu aparat słuchowy umożliwia zestaw do pomiaru i dynamicznego dopasowania aparatów słuchowych. Wstępnie dopasowany aparat słuchowy jest mierzony w komorze pomiarowej analizatora aparatów słuchowych wchodzącego w skład wspomnianego zestawu. Sygnał na wyjściu jest rejestrowany mikrofonem symulatora ucha lub sprzęgacza 2 cm^3. Dodatkowo równocześnie nagrywany jest sygnał na wejściu aparatu słu-

chowego. Sygnał na wejściu aparatu rejestrowany jest mikrofonem referencyjnym znajdującym się w niewielkiej odległości od mikrofonu aparatu słuchowego.

4.3. Analiza percentylowa sygnału mowopodobnego ISTS

4.3.1. Analiza percentylowa

Percentylami nazywane są liczby, które rozdzielają uporządkowane rosnąco wartości zmiennej w odpowiednich proporcjach. Percentyli jest 100 (od 1 do 100). Percentyl *k*-ty to taka liczba, że *k*% wartości zmiennej jest od niej mniejsze. Zatem prawdopodobieństwo, że zmienna przyjmie wartość mniejszą niż *k*-ty percentyl, jest równe *k*%. Niech pewna zmienna przyjmuje wartości od 1 do 100. Wówczas percentyl 30 równa się 30, percentyl 70 równa się 70, a percentyl 90 równa się 90. Prawdopodobieństwo wartości zmiennej mniejszych od 30 jest równe 30%, natomiast prawdopodobieństwo wartości większych od 30 jest równe 70%. Na rycinie 2 przedstawiono przykład analizy percentylowej masy 10 truskawek. Masa traktowana jest jako zmienna.



Ryc. 2. Analiza percentylowej masy truskawek: wszystkie owoce (a), percentyl 30 masy truskawek (b), percentyl 70 (c), percentyl 90 (d)

Masy te, uporządkowane od najmniejszej do największej, wynoszą: 6, 7, 7, 8, 8, 9, 11, 13, 14 i 16 g (ryc. 2a). Pierwsze 30% mas to 6, 7, 7 g (ryc. 2b). Zatem percentyl 30 mas truskawek wynosi 7 g. Oznacza to, że 30% mas owoców jest mniejsze bądź równe 7 g, a 70% większe. Na rycinie 2c przedstawiono truskawki o masach: 6, 7, 7, 8, 8, 9 i 11 g. Percentyl 70 mas tych truskawek wynosi 11 g, co oznacza, że 70% ich mas jest nie większe od 11 g. Percentyl 90 mas wynosi 14 g – wszystkie rozpatrywane masy są nie większe od 14 g (ryc. 2d).

Analiza percentylowa znalazła zastosowanie w dopasowaniu aparatów słuchowych opartym na takich sygnałach mowopodobnych, jak ISTS (PN-EN 60118-15: 2012) czy LTASS (Byrne i in., 1994). Sygnały te to dźwięki bogate widmowo ze względu na występujące w nich fonemy języków składowych. W każdym paśmie tercjowym sygnały te mają wartości poziomu ciśnienia akustycznego zawierające się w pewnym przedziale. Wartości te można traktować jako zmienną, uporządkować od najmniejszej do największej i wyliczyć dla nich percentyl 30 – odpowiadający mowie cichej, 65 – odpowiadający mowie o normalnej głośności i 99 – odpowiadający mowie głośnej.

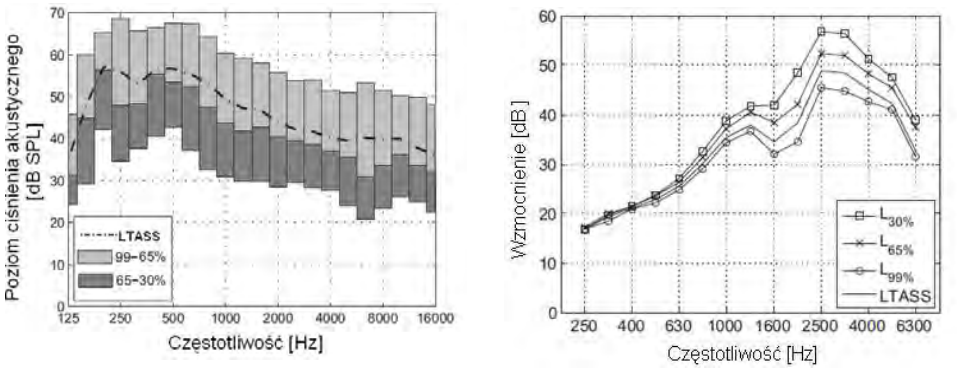
4.3.2. Analiza percentylowa w dopasowaniu aparatów słuchowych

W przypadku analizy percentylowej Międzynarodowego Testowego Sygnału Mowy (ISTS) analizie podlega ostatnie 45 s trwania sygnału ISTS (początkowe 15 s – stabilizacja aparatu słuchowego). Analiza percentylowa przeprowadzana jest w dziewięciu pasmach tercjowych o częstotliwościach środkowych od 250 do 6300 Hz, co odpowiada zakresowi częstotliwości od 200 do 7000 Hz. Ze względu na dynamikę sygnału mowy i jej zmienność w kilku wymiarach (m.in. zmienia się czas, częstotliwość, natężenie, tempo mowy) analizowane są krótkie odcinki czasowe sygnałów (tzw. segmenty) trwające 125 ms. Zastosowany jest overlapping 50%.

Aby uzyskać rzeczywiste wartości wzmocnienia dla danego segmentu, skompensowane są opóźnienia pomiędzy sygnałem na wyjściu a sygnałem na wejściu aparatu słuchowego. W tym celu obliczana jest suma opóźnień przetwarzania sygnału i czasu propagacji w układzie akustycznym aparatu słuchowego. Następnie opóźnienia powyżej 10 ms są kompensowane.

Na kolejnym etapie identyfikowane są te wejściowe segmenty sygnału ISTS, dla których średnie poziomy (RMS) znajdują się w zakresie +/–3 dB dla danego percentyla oraz odpowiadające im segmenty wyjściowe. Obliczony jest poziom wyjściowy oraz wzmocnienie wprowadzane przez aparat słuchowy dla segmentów wejściowych odpowiadających percentylowi 30 (mowa cicha), 65 (mowa średnio głośna) i 99 (mowa głośna). Dodatkowo

obliczany jest średni poziom wyjściowy oraz wzmocnienie dla każdej z dziewięciu tercji z całego czasu analizy (45 s) sygnału ISTS, tak zwany LTASS sygnału ISTS. Na rycinie 3 (lewy panel) przedstawiono analizę percentylową wejściowego sygnału ISTS.



Ryc. 3. Analiza percentylowa (30, 65 i 99 percentyl) oraz LTASS (lewy panel) wzmocnionego sygnału ISTS (prawy panel) (Holube i in., 2010)

W miejsce standardowych charakterystyk poziomu wyjściowego/wzmocnienia w funkcji częstotliwości uzyskanych dla danego poziomu wejściowego (sygnał tonalny) wyniki dopasowania przedstawiane są w postaci percentylowej analizy wzmocnienia w funkcji częstotliwości. Właściwa analiza percentylowa przeprowadzona jest według metody podanej przez Bisgaarda (2010) oraz Holube i in. (2010).

Zastosowanie analizy percentylowej umożliwia bezpośrednie pokazanie działania algorytmów dynamicznej kompresji. Analiza percentylowa przedstawiać będzie różnicę we wzmocnieniu dźwięków cichych, średnio głośnych i głośnych. Z ryciny 3 (prawy panel) wynika, że wzmocnienie dla percentyli 30 jest największe, a dla percentyli 99 najmniejsze. Na interfejsie programu dopasowującego otrzymujemy wykres wzmocnienia w funkcji częstotliwości dla średniego wzmocnienia sygnału (LTASS) oraz 30, 65 i 99 percentyla (Vlaming i in., 2006; PN-EN 60118-15: 2012; Holube i in., 2010, 2011; Kaiser, Lippert, 2011; Kossek, Dworsack-Dodge, 2010; EUHA, 2013).

4.4. Programowanie aparatu słuchowego do ubytku słuchu pacjenta z zastosowaniem sygnału ISTS

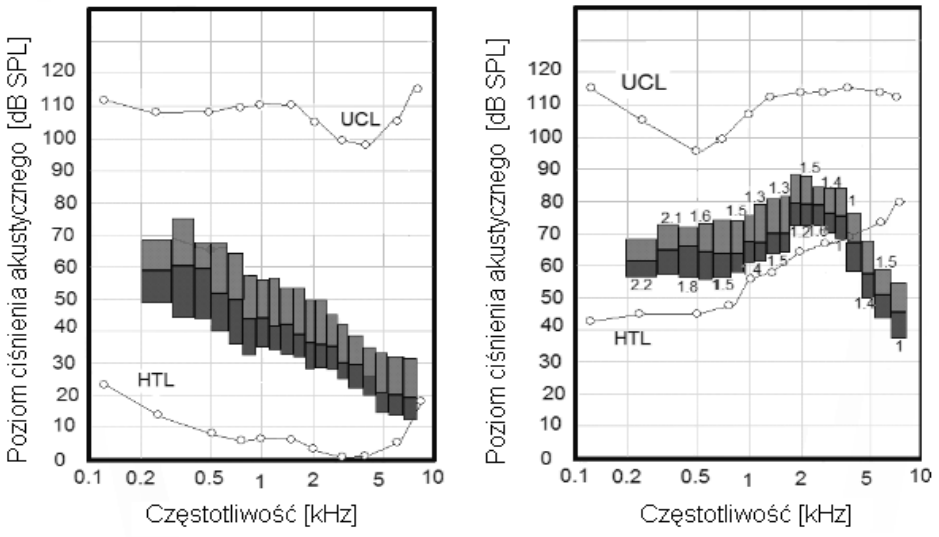
Programując aparat słuchowy, dąży się do tego, aby:

– percentyl 30 znalazł się powyżej progu słyszalności pacjenta HTL,

– percentyl 99 był poniżej lub w pobliżu progu nieprzyjemnego słyszenia UCL,

– percentyl 65 oraz średni poziom obliczony dla każdej tercji z całych 45 s analizowanego sygnału (LTASS z sygnału ISTS) znajdował się w środkowym zakresie obszaru słyszalności pacjenta, to jest pomiędzy HTL i UCL.

Na rycinie 4 przedstawiono rozkład percentyli sygnału ISTS prezentowanego na poziomie 65 dB SPL. Dolna krawędź pól w kolorze fioletowym oznacza wartość percentyli 30 w poszczególnych pasmach tercjowych, granica między polami w kolorze fioletowym i pomarańczowym – wartość percentyli 65, a górna krawędź pól w kolorze pomarańczowym – wartość percentyli 99. Z ryciny 4 (lewy panel) wynika, że dynamika sygnału ISTS mieści się w polu słuchowym osoby o słuchu prawidłowym – największe poziomy sygnału nie przekraczają wartości progu niekomfortowego słyszenia (UCL), a najmniejsze leżą powyżej progu słuchowego (HTL).



Ryc. 4. Przykład zastosowania analizy percentylowej sygnału ISTS w dopasowaniu aparatu słuchowego (Kaiser, Lipert, 2011)

Liczby w prawym panelu oznaczają współczynniki kompresji zastosowane w poszczególnych pasmach tercjowych.

Ideę dopasowania aparatu słuchowego, opartą na analizie percentylowej poziomów ciśnienia sygnału ISTS, przedstawiono na rycinie 4 (prawy panel). W tym przypadku wartości progu słuchowego (HTL) oraz progu dyskomfortowego słyszenia (UCL) są inne niż progi osoby normalnie słyszącej (ryc. 4, lewy panel). Zadanie protetyka słuchu polega na takim sterowaniu wzmocnieniem i kompresją sygnału w poszczególnych pasmach tercjowych,

aby poziomy sygnału odpowiadające percentylowi 30 znalazły się powyżej progu słuchowego (HTL), a poziomy odpowiadające percentylowi 99 poniżej UCL, przynajmniej w paśmie częstotliwości istotnym dla rozumienia mowy, to jest do 4 kHz.

Rezultat dopasowania (ryc. 4, prawy panel) informuje o tym, czy zrozumiałość mowy ulegnie poprawie. Choć sam proces dopasowania aparatu za pomocą analizy percentylowej może odbywać się bez obecności osoby protezowanej, to finalna walidacja dopasowania powinna być wykonana z jej udziałem, metodą obiektywną (zysk z aparatowania) i subiektywną (kwestionariusz APHAB) (patrz *Ocena skuteczności dopasowania pomocy słuchowej*).

PODSUMOWANIE

Najważniejszą zaletą opisanej procedury pomiarowej aparatów słuchowych z wykorzystaniem sygnału ISTS jest możliwość pomiaru aparatu, który został zaprogramowany do ubytku słuchu pacjenta i w którym włączone są wszystkie niezbędne dodatkowe funkcje adaptacyjne. W związku z powyższym, mierzony aparat ma takie ustawienia, z jakich będzie korzystać pacjent w życiu codziennym. Dodatkowo poprzez zastosowanie sygnału ISTS pomiar dostarczać będzie znacznie istotniejszych informacji o rzeczywistej wydajności aparatu niż w przypadku stosowania syntetycznego sygnału tonalnego czy szumu. Ponadto, pokazanie zmian wartości wzmocnienia w percentylach w funkcji częstotliwości umożliwi bezpośrednie przedstawienie działania algorytmów dynamicznej kompresji, co nie było możliwe w przypadku tradycyjnych metod pomiarowych.

Tabela. Porównanie metod pomiarowych aparatów słuchowych

Metody pomiarowe	
IEC 60118-0 i -2	IEC 60118-15
sinusoidalny sygnał testowy	ISTS
głośność maksymalna lub dane ustawienie testowe	głośność zaprogramowana do określonego audiogramu
układy adaptacyjne wyłączone (redukcja szumu i sprzężenia)	układy adaptacyjne aktywne
poziom wejściowy: 50, 60, 90 dB SPL	poziom wejściowy: 50, 65, 85 dB SPL
poziom wyjściowy lub wzmocnienie dla pojedynczego poziomu wejściowego	poziom wyjściowy lub wzmocnienie dla LTASS i percentyli
współczynnik kompresji, próg kompresji, czas ataku i zaniku (sygnał sinusoidalny)	wpływ kompresji pokazany jako wynik analizy percentylowej

Źródło: Holube i in., 2010

W tabeli zaprezentowano podsumowujące porównanie tradycyjnych (IEC 60118-0 i -2) oraz nowych (60118-15) metod pomiarowych aparatów słuchowych (Holube i in., 2010).

Dodatkową korzyścią wynikającą z zastosowanej metody pomiaru aparatu słuchowego z wykorzystaniem sygnału ISTS jest to, że nie wymaga ona obecności pacjenta. Ogranicza to pacjentowi stres związany z nie zawsze przynoszącymi korzyści kilkukrotnymi zmianami ustawień aparatu i w dużej mierze skraca czas dopasowania aparatu słuchowego.

Bibliografia

American National Standards Institute ANSI S3.22, 2003, *Specification of hearing aid characteristics*, Acoustical Society of America, New York.

Bisgaard N., 2012, *Percentile Analysis – a new method for hearing aid assessment*, Hear Future, 2, 1, s. 12–18.

Bisgaard N., Vlaming M., Dahlquist M., 2010, *Standard Audiograms for the IEC 60118-15 Measurement Procedure*, Trends Hear, 14, 2, s. 113–120.

Byrne D., Dillon H., Tran K., Arlinger S., Wibraham K., 1994, *An international comparison of longterm average speech spectra*, J. Acoust. Soc. Am., 96, 4, s. 2108–2120.

Dreschler W.A., Verschuure H., Ludvigsen C., Westerman S., 2001, *ICRA noises: Artificial noise signals with speech-like spectral and temporal properties for hearing aid assessment*, Audiology, 40, s. 148–157.

Dworsack-Dodge M., 2013, *The Devil is in the Fitting Details*, Audiology Online, Article 11566, <www.audiologyonline.com>.

EUHA – Europäische Union der Hörgeräteakustiker, 2013, *Elchtest fur die Perzentilanalyse*, Z. Audiol., 52, 1, s. 33–36.

Fastl H., 1987, *Ein Storgerausch fur die Sprachaudiometrie*, Audiol. Akustik, 26, s. 2–13.

Holube I., Fredelake S., Vlaming M., Kollmeier B., 2010, *Development and analysis of an international speech test signal (ISTS)*, Int. J. Audiol., 49, s. 891–903.

Holube I., Vlaming M., EHIMA-ISMADHA Working Group, 2011, *Short description of the international speech test signal (ISTS)*, Center of Competence HörTech and Institute of Hearing Technology and Audiology, Oldenburg, Germany.

International Electrotechnical Commission IEC 60118-0, 1994, *Hearing Aids: Measurement of electroacoustical characteristics*, Geneva, Switzerland.

International Telecommunication Union Recommendation P.50, 1999, *Telephone transmission quality, telephone installations, local line networks, objective measuring apparatus: Artificial voices*, Geneva, Switzerland.

International Telecommunication Union Recommendation P.59, 1993, *Telephone transmission quality, objective measurement apparatus: Artificial conversational speech*, Geneva, Switzerland.

International Telecommunication Union Recommendation P.501, 1996, *Telephone transmission quality: Test signals for use in telephonometry*, Geneva, Switzerland.

Kaiser L., Lippert K., 2011, *Perzentilmessung in der Praxis*, Hörakustik Perzentil Spec., 5, s. 46–53.

Kossek P., Dworsack-Dodge M., 2010, *Dynamic REM with Percentile analysis*, AURICAL FreeFit, GN Otometrics, <www.otometrics.com/freefit>.

PN-EN 60118-15, 2012, *Elektroakustyka – Aparaty słuchowe*, cz. 15, *Metody określania przetwarzania sygnału w aparatach słuchowych przy użyciu sygnału podobnego do mowy*, PKN, Warszawa.

Staab W., 2012, *ISTS – Measuring Advanced Digital Hearing Aids. Hearing Health & Technology Matters*, <http://hearinghealthmatters.org>.

Vlaming M., Bisgaard N., Pedersen B., Kühnel V., Rosenberger F., Paludan-Müller C., Merks I., Ludvigsen C., Andersen J., EHIMA, 2006, *Testing hearing aids with a speech-like signal*, version 3.1., <www.docstoc.com/docs/120880477>.

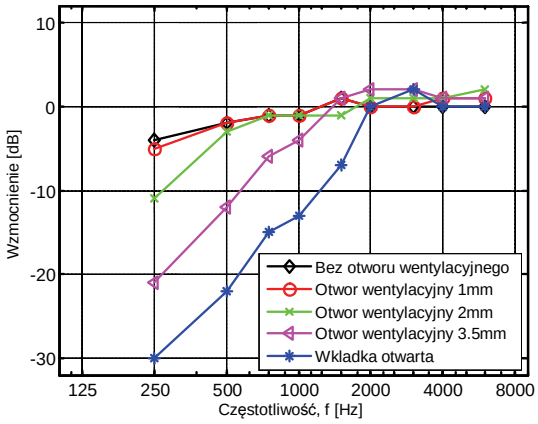
Wagner K.C., Brand T., Kollmeier B., 2006, *The role of silent intervals for sentence intelligibility in fluctuating noise in hearing-impaired listeners*, Int. J. Audiol., 45, s. 26–33.

EDWARD HOJAN

DOPASOWANIE OTWARTE

1. PROCES TRANSMISJI SYGNAŁU AKUSTYCZNEGO W ZEWNĘTRZNYM PRZEWODZIE SŁUCHOWYM

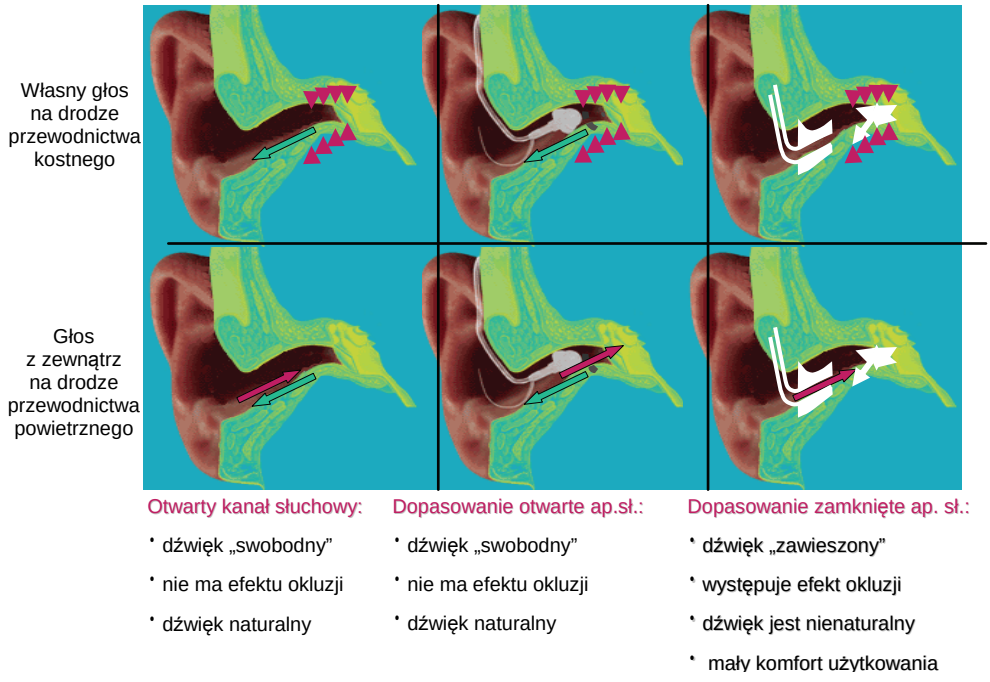
W normalnym procesie słyszenia, przy otwartym zewnętrznym kanale słuchowym (bez wewnątrzusznego aparatu słuchowego lub wkładki usznej – w przypadku aparatu zausznego) fala akustyczna propaguje się w nim, pobudzając do drgań znajdującą się na jego końcu błonę bębenkową. Część energii dźwiękowej odbija się od błony i wraca na zewnątrz przewodu. Jeśli przewód słuchowy jest zamknięty, nie ma takiej możliwości. Powoduje to, że poziom ciśnienia akustycznego we wnętrzu przewodu słuchowego zewnętrznego może wzrosnąć nawet do wartości powyżej 30 dB (ryc. 1).



Ryc. 1. Różnice poziomu ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej w warunkach otwartego i zamkniętego zewnętrznego kanału słuchowego (Gołębiewski, 2006)

Wzrost poziomu ciśnienia akustycznego wewnątrz przewodu słuchowego nie jest taki sam w całym zakresie częstotliwości. Zamknięcie zewnętrznego przewodu słuchowego (zatkanie ucha) zakłóca w rezultacie naturalne brzmienie dźwięku. Pojawia się efekt okluzji (zatkanego ucha) objawiający się przede wszystkim tym, że własny głos brzmi głucho, jakby dana osoba znajdowała się w beczce lub tunelu (wynik wzmocnienia sygnału w zakresie niskich częstotliwości).

Wzrost ciśnienia w kanale słuchowym często prowadzi również do wzrostu temperatury znajdującego się w nim powietrza, co w niektórych przypadkach kończy się podrażnieniem skóry kanału zewnętrznego, a nieraz także stanami zapalnymi (fizyczny dyskomfort związany ze swędzeniem i podrażnieniem skóry). Pogarsza się zrozumiałość mowy oraz lokalizacja źródeł dźwięku. Połykanie, przeżuwanie czy żucie gumy dla osoby z zamkniętym przewodem słuchowym staje się bardzo głośne; następuje dodatkowe wzmocnienie transmitowanego sygnału poprzez przewodnictwo kostne (ryc. 2).



Ryc. 2. Ilustracja procesu transmisji sygnału akustycznego w zewnętrznym kanale słuchowym (Hojan, 2009)

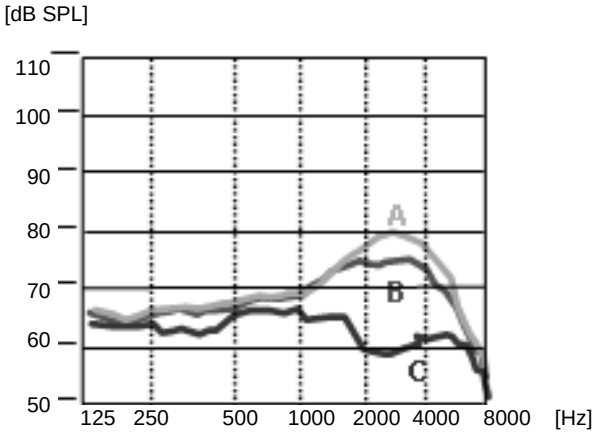
Konieczne jest stworzenie warunków, w których:

– sygnały o niskich częstotliwościach, wzmacniane za pośrednictwem przewodnictwa kostnego i powietrznego, mogłyby bez przeszkód opuścić kanał słuchowy,

– zachowana zostaje naturalna percepcja niskich dźwięków,

– zapewniony jest swobodny dostęp powietrza do zewnętrznego kanału słuchowego.

Zmianie ulega rozkład częstotliwości własnych zewnętrznego kanału słuchowego w wyniku zmniejszenia objętości resztkowej powietrza w kanale, co powoduje zmianę brzmienia transmitowanego sygnału akustycznego (ryc. 3).



Ryc. 3. Charakterystyki transmisji zewnętrznego kanału usznego (Hojan, 2009)

A – rezonans ucha otwartego, B – wkładka otwarta i aparat słuchowy wyłączony, C – wkładka zamknięta i aparat słuchowy wyłączony.

Powstaje oczywiste pytanie: Dlaczego, pomimo tych wad, decydowano się na zamykanie zewnętrznego przewodu słuchowego przy protezowaniu aparatem słuchowym?

Odpowiedź wskazuje na efekt sprzężenia akustycznego, którego można było uniknąć w praktyce tylko poprzez szczelne odgrodzenie mikrofonu aparatu od jego słuchawki, jak i na utratę mocy na wyjściu aparatu (szczególnie w paśmie niskich częstotliwości) przy stosowaniu zbyt dużego otworu wentylacyjnego otwierającego kanał zewnętrzny.

Ponadto, przy dużym otworze wentylacyjnym sygnał dźwiękowy dochodzi do błony bębenkowej równolegle dwoma drogami: naturalną (po-

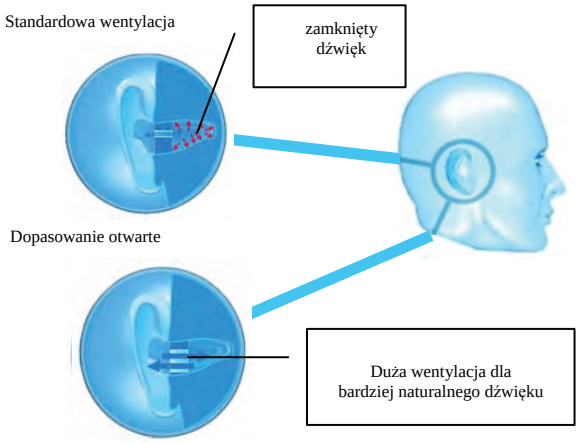
przez otwór wentylacyjny) oraz poprzez mikrofon i dalej aż do słuchawki aparatu. Przebycie tej „drugiej" drogi wymaga dodatkowego czasu wynikającego z obróbki cyfrowej sygnału akustycznego w aparacie.

Wykazano, że różnica w czasie dotarcia sygnału drogą bezpośrednią i poprzez aparat słuchowy musi być mniejsza od 5 ms, by uniknąć efektu echa silnie zakłócającego percepcję.

Efekt sprzężenia akustycznego, obniżone wzmocnienie sygnału w paśmie niskich częstotliwości oraz opóźnienie czasowe sygnału (efekty otwarcia zewnętrznego kanału słuchowego, w którym umieszcza się aparat) prowadzą do dyskomfortu, w wyniku którego bardzo dużo osób słabosłyszących nie było zadowolonych z noszonych aparatów słuchowych, a część z nich wręcz rezygnowała z ich użytkowania.

2. EFEKT OKLUZJI

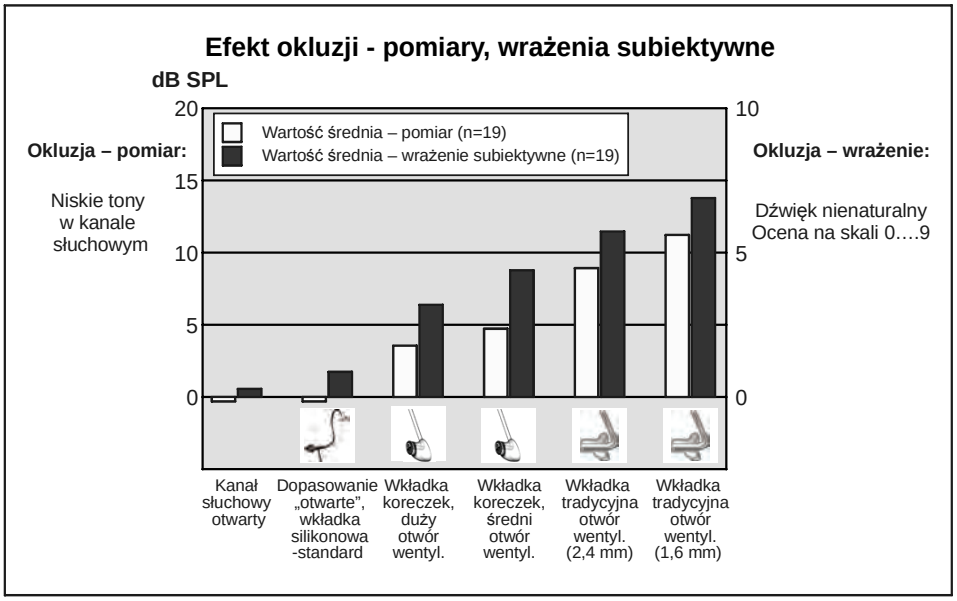
Zamknięcie zewnętrznego kanału usznego nie ma uzasadnienia audiologicznego – wręcz wydaje się nielogiczne, jeżeli dąży się do polepszenia procesu słyszenia (ryc. 4).



Ryc. 4. Otwarty i zamknięty zewnętrzny przewód słuchowy (Hojan, 2009)

W przypadku zamknięcia przewodu słuchowego typowa uwaga pacjenta jest następująca: „Mój głos brzmi dziwnie lub jakby w beczce." Około 30% pacjentów uskarża się, że efekt okluzji jest jednym z najczęstszych powodów braku satysfakcji z aparatu lub zaprzestania jego noszenia. Okluzji doświadczają przede wszystkim użytkownicy aparatów słuchowych z progiem sły-

szenia niskich tonów, mniejszym niż 40 dB HL. Wielkość okluzji można ocenić subiektywnie (okluzja – wrażenie), jak i obiektywnie (okluzja – pomiar) (ryc. 5).



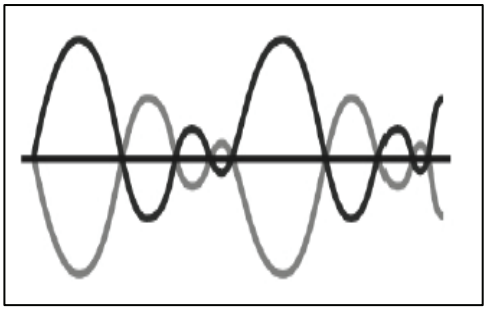
Ryc. 5. Okluzja w ocenie subiektywnej i obiektywnej (Kiessling, 2005)

Gdy zewnętrzny kanał słuchowy jest otwarty, to w granicach błędu zarówno ocena subiektywna, jak i obiektywna wskazuje na zerowy efekt okluzji. Każda kolejna próba „zamykania" zewnętrznego przewodu słuchowego wskazuje na wzrost tego efektu.

3. SYSTEM DOPASOWANIA OTWARTEGO

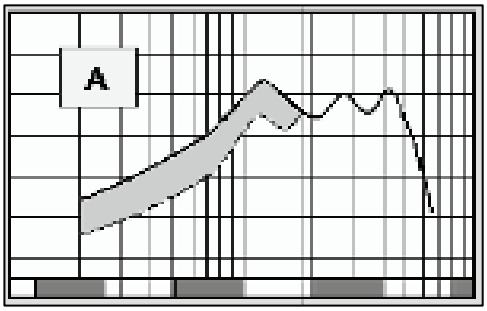
Otwarcie przewodu słuchowego przy protezowaniu aparatem słuchowym wymagało przede wszystkim pokonania wymienionych problemów. Pierwsze tego próby podjęto już pod koniec lat 90., ale dopiero po roku 2005 pojawiły się kolejne rozwiązania techniczne:

1) układy przeciwsprzężeniowe, których działanie oparte jest na sygnale w przeciwfazie (ryc. 6);



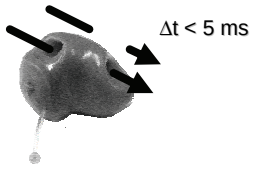
Ryc. 6. Skuteczna likwidacja sprzężenia akustycznego umożliwiająca zwiększenie wzmocnienia o ca 15 dB (Hojan, 2009)

2) nowe słuchawki dające dodatkowe wzmocnienie sygnału w paśmie niskich częstotliwości (ryc. 7):



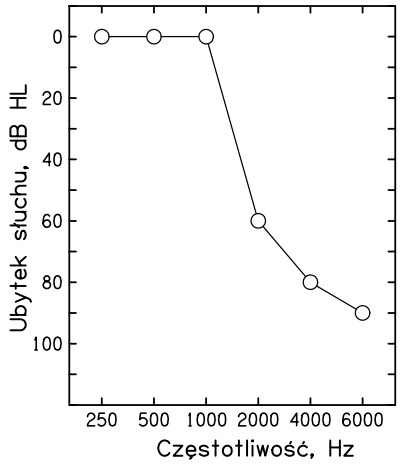
Ryc. 7. Kompensacja wzmocnienia niskich tonów „uciekających" przez otwór wentylacyjny (Hojan, 2009)

3) szybkie procesory sygnału, które pozwalają w pełni mówić o dopasowaniu otwartym aparatów słuchowych (wentylacja o średnicy większej od 2,4 mm) i wykorzystywać je do protezowania ubytków do 75 dB HL w szerokim paśmie częstotliwości (ryc. 8).



Ryc. 8. Szybka „obróbka" sygnału (Hojan, 2009)

Na rycinie 9 pokazano typowy przebieg audiogramu, który kwalifikuje pacjenta do dopasowania otwartego.



Ryc. 9. Ubytek typowy dla dopasowania otwartego

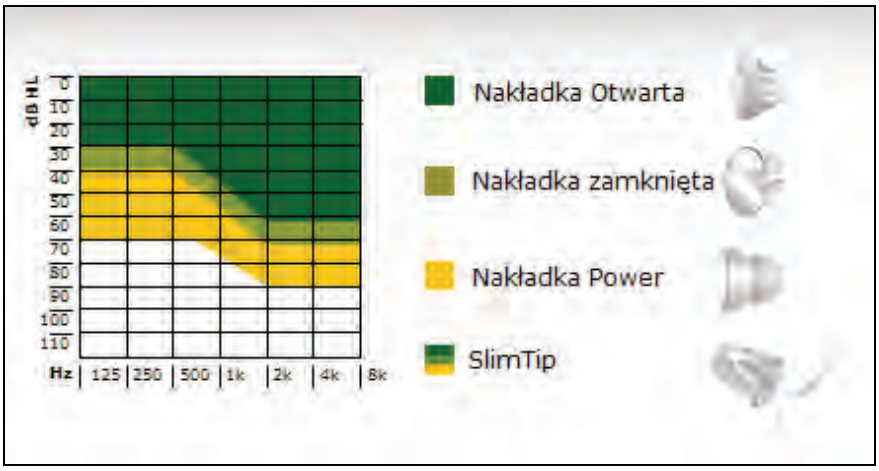
Ten typ protezowania (wkładka otwarta, cienki przewód dźwiękowy; ryc. 10) jest mało widoczny, co ma szczególne znaczenie w przypadku osób młodych, czynnych zawodowo, a zwłaszcza takich, dla których walory estetyczne są główną przyczyną odrzucenia aparatu słuchowego.



Ryc. 10. Wkładki otwarte dla aparatu zausznego (Phonak)

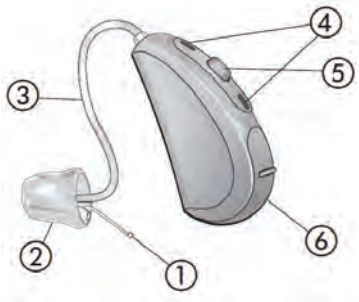
W większości aparatów słuchowych przewidzianych do dopasowania otwartego możliwe jest zastosowanie dodatkowej nasadki zwiększającej możliwości dopasowania w zakresie niskich częstotliwości (poniżej 1 kHz) do ubytków rzędu 30–40 dB HL. Współpracują one również z klasycznymi wkładkami usznymi. Zasadniczym powodem takiego „dualizmu" jest moż-

liwość zastosowania większego wzmocnienia aparatu, gdy zajdzie taka potrzeba. Główną wadą dopasowania otwartego jest bowiem redukcja maksymalnego wzmocnienia aparatu (limitowana przez sprzężenie zwrotne), a więc względna ograniczoność jego stosowalności (ryc. 11).



Ryc. 11. Wzmocnienie przykładowego aparatu słuchowego z wkładką klasyczną i otwartą (Phonak)

Kolejną próbą rozwiązania tego problemu jest wyraźne zwiększenie odległości między mikrofonem a słuchawką w aparatach zausznych poprzez mocowanie słuchawki na końcu przewodu dźwiękowego (ryc. 12).



Ryc. 12. Aparat słuchowy z zewnętrzną słuchawką (Reber, 2007)

1 – uchwyt do wyjmowania, 2 – wkładka SlimTip (zdejmowana), 3 – słuchawka kanałowa, 4 – wloty mikrofonów, 5 – przełącznik programów lub regulator głośności, 6 – komora baterii z funkcją włączania/wyłączania.

Uznane korzyści takiego rozwiązania to:

– wyższy komfort użytkowania (efekt dopasowania otwartego),

– naturalny dźwięk własnego głosu (efekt dopasowania otwartego),

– równomierna charakterystyka częstotliwości (brak pików rezonansowych przypisanych wężykowi dźwiękowemu; słuchawka na końcu wężyka),

– prosta wymiana słuchawki (przy rozwiązaniu modułowym).

Często cytowanymi korzyściami (dyskusyjnymi) są:

– mniejsze zapotrzebowanie mocy wyjściowej; słuchawka bliżej błony bębenkowej,

– mniejsze niebezpieczeństwo sprzężenia akustycznego – oddalenie mikrofonu od słuchawki (ale możliwe sprzężenie na drodze kostnej).

Wady omawianego rozwiązani to:

– nie zawsze jest ono możliwe ze względu na wielkość kanału usznego,

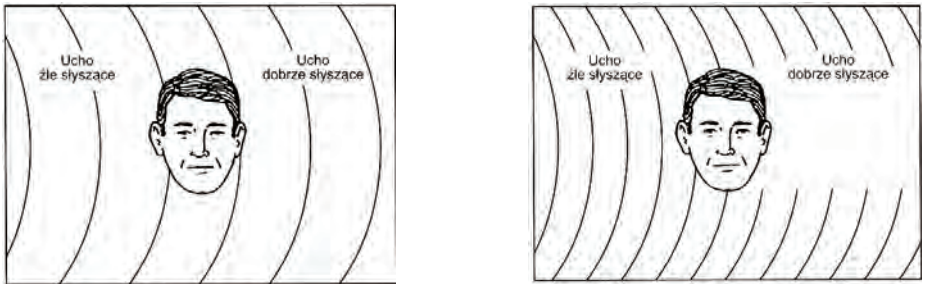
– wymagane bardzo skuteczne zabezpieczenie antywoskowinowe,

– połączenie kablowe mogące ulec uszkodzeniu.

Należy przypuszczać, że w przyszłości zakres ubytków słuchu protezowanych poprzez dopasowanie otwarte rozszerzy się do tego stopnia, że tylko resztki słuchowe będą wymagały klasycznych wkładek usznych.

Zastosowanie wkładki otwartej sprawia ponadto, że wzmacniane są głównie wyższe częstotliwości docierające od strony ucha z ubytkiem słuchu, niwelując tym samym efekt cienia głowy.

Efekt cienia głowy (*Head shadow effect*) występuje dla fal akustycznych o wyższych częstotliwościach, dla których długość fali jest porównywalna lub mniejsza z wymiarami głowy; fale o niskich częstotliwościach mają na tyle dużą długość, że głowa nie stanowi dla nich żadnej przeszkody. W takim przypadku fala padająca na przykład z prawej strony głowy jest przez nią tak wytłumiana, że nie jest ona słyszalna przez lewe ucho (ryc. 13).



Niskie częstotliwości Wysokie częstotliwości

Ryc. 13. Efekt cienia akustycznego (Hojan, 2009)

O ile dla zdrowego człowieka efekt cienia głowy nie jest problematyczny – wręcz przeciwnie, pozwala na lepszą lokalizacje źródła – staje się kłopotliwy dla ludzi ze znacznym ubytkiem słuchu w jednym uchu.

Bibliografia

Gołębiewski R., 2006, *Efekt okluzji*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 24, 4, s. 8–9.

Gołębiewski R., 2006, *Sprzężenie zwrotne*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, nr 24, 4, s. 10–15.

Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.

Kiessling J., Brenner B., Jespersen C.T., Groth J., 2005, *Occlusion effect of earmolds with different venting systems*, Journal of the American Academy of Audiology, 16(4), s. 237–249.

Kiessling J., Mueller M., Kreikemeier S., Margof-Hackel S., 2012, *Der Einfluss von Persoenlichkeitsmerkmalen*, Hörakustik, 10, s. 8–13.

Kłoś A., 2007, *Cienkie dźwiękowody czy klasyczne wkładki*, Seminarium specjalistyczne „Protetyka słuchu i ochrona przed hałasem", UAM, Poznań.

Koepf G., Jester F., 2010, *Die Evolution der offenen Anpassung*, Hörakustik, 3, s. 18–23.

Konert M., 2007, *Dopasowanie otwarte*, Seminarium specjalistyczne „Protetyka słuchu i ochrona przed hałasem", UAM, Poznań.

Porath G., 2012, *Sprachsteuerung und Dialogsysteme verbessern Akzeptanz von Hörgeräten*, Hörakustik, 10, s. 92–99.

Reber M.B., 2007, *Miniaturowe aparaty zauszne – cienki dźwiękowód czy słuchawka RITE*, Audiology Insight. Bernafon, 1, s. 8–9.

Seubert E., 2013, *Feedbackmanagement – die grosse Errungenschaft moderner Hörsytemtechnik*, Hörakustik, 9, s. 14–18.

Warncke H., 2012, *Neue Signalverarbeitungsstrategie beschleunigt die Eingewöhnungsphase bei Hörgeräteerstversorgung*, Zeitschrift für Audiologie, 5(1), 3, s. 17–18.

ANNA FURMANN, KARINA MRUGALSKA-HANDKE

DOPASOWANIE APARATÓW SŁUCHOWYCH U NIEMOWLĄT I DZIECI

WPROWADZENIE

Powszechnie wiadomo, że prawidłowy słuch u noworodka nie tylko warunkuje prawidłowy rozwój głosu i mowy, ale również umożliwia fizjologiczny przebieg procesów integrowania i abstrahowania w ośrodkowym układzie nerwowym oraz ma wpływ na prawidłowy rozwój poznawczy i emocjonalny dziecka. Wczesne wykrycie niedosłuchu, odpowiednie leczenie i rehabilitacja dają szansę na efektywne wykorzystanie najlepszego dla rozwoju słuchowego okresu życia, w którym plastyczność ośrodkowego układu nerwowego jest największa. Odpowiednio wczesna rehabilitacja słuchu w wielu przypadkach umożliwia dzieciom niedosłyszącym rozwój porównywalny z rozwojem dzieci słyszących. Wczesną diagnozę i leczenie zaburzeń słuchu zapewnia jedynie prowadzenie badań przesiewowych słuchu u noworodków i stała kontrola słuchu niemowląt. Aby mowa rozwijała się prawidłowo, konieczny jest sprawnie działający słuch. Za pomocą słuchu dziecko uczy się mówić poprzez naśladowanie słyszanych dźwięków oraz kontrolę nad własną fonacją i artykulacją. Jeżeli w okresie rozwoju mowy (między 1. i 3. rokiem życia) dziecko nie słyszy, czy to wskutek głuchoty wrodzonej, czy nabytej we wczesnym dzieciństwie, wówczas mowa się nie rozwija lub rozwija się wadliwie. Z kolei, jeśli mówiące dziecko traci słuch (między 3. a 7. rokiem życia), rozwój mowy ulega zahamowaniu, artykulacja staje się nieprawidłowa i w zależności od stopnia upośledzenia słuchu mowa staje się niewyraźna, zamazana, niemelodyjna. Jeśli niedosłuch występuje tylko w zakresie wysokich częstotliwości, rozwijają się wady wymowy w postaci seplenienia, rerania (Bystrzanowska, 1969). Dlatego u wszystkich

dzieci z wadami wymowy powinno być przeprowadzone wnikliwe badanie słuchu. Należy jednak zwrócić uwagę, że ubytek słuchu nie jest jedyną przyczyną zaburzeń mowy, może on także współistnieć z innymi zaburzeniami natury psychicznej i neurologicznej.

Dzieci urodzone z niedosłuchem powinny być zaopatrzone w aparaty słuchowe odpowiednie do rodzaju i stopnia niedosłuchu przed upływem 6. miesiąca życia, aby mogły podjąć naukę słuchania i mówienia. Ważne jest przeprowadzenie kompleksowej diagnostyki słuchu oraz rozpoczęcie właściwej rehabilitacji słuchu i mowy, by ten okres został osiągnięty. W przypadku uszkodzeń słuchu powstałych w późniejszym okresie ich rozpoznanie powinno być tak szybkie, jak to jest tylko możliwe. Na wczesnych etapach wychowania słuchowego małe dziecko z wadą słuchu musi żyć i uczyć się za pomocą tego, co się jemu zapewnia poprzez wzmocnienie sygnału akustycznego. Dlatego droga do lepszego słyszenia rozpoczyna się wraz z wyborem odpowiedniego aparatu słuchowego. Nawet prawidłowo dopasowane aparaty słuchowe nie mogą zapewnić właściwego stosunku sygnału do szumu we wszystkich sytuacjach akustycznych, dlatego w wielu przypadkach zaleca się dodatkowo stosowanie systemów FM, dzięki którym zwiększa się rozumienie mowy w warunkach, w których odległość, hałas i pogłos zakłócają komunikację.

1. PROCEDURY STOSOWANE W DOPASOWANIU APARATÓW SŁUCHOWYCH U NIEMOWLĄT I MAŁYCH DZIECI

Procedura doboru aparatów słuchowych zarówno u noworodków, jak i u małych dzieci jest procesem złożonym i długoterminowym, wymagającym dużego doświadczenia całego zespołu zajmującego się nie tylko doborem aparatów słuchowych, ale również wychowaniem słuchowym (Skarżyński i in., 2011).

Przed podjęciem decyzji o doborze aparatów słuchowych należy przeprowadzić szczegółową procedurę diagnostyczną odpowiednią dla wieku dziecka, umożliwiającą niezależną ocenę każdego ucha, obejmującą nie tylko badania obiektywne i subiektywne, ale również wywiad i badanie ORL (otorynolaryngologiczne). Z kolei bodźce stosowane w badaniach powinny umożliwić ocenę wielkości ubytku słuchu.

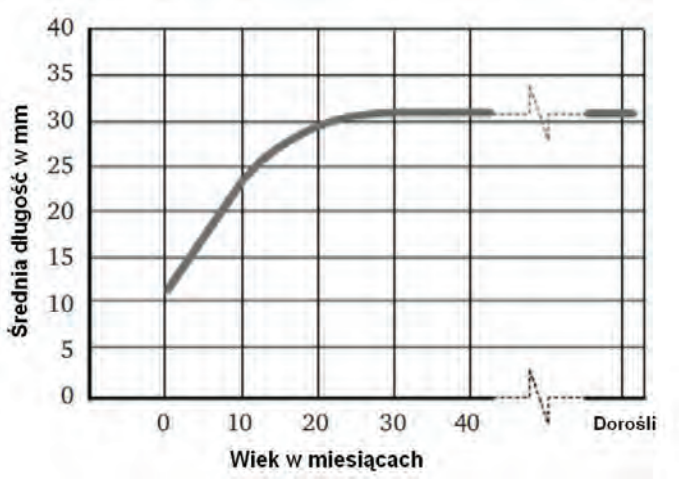
Badanie obiektywne powinno między innymi obejmować audiometrię impedancyjną, rejestrację słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu (ABR), rejestrację otoemisji akustycznych. Im więcej danych, tym większa szansa na precyzyjne dopasowanie aparatów słuchowych. Niewyobrażalne

jest, zwłaszcza u noworodków i małych dzieci, dopasowanie aparatów słuchowych na podstawie badania ABR tylko dla bodźca typu trzask. Minimum danych, jakie musimy uzyskać, to znajomość progu słyszenia w zakresie niskich (500 Hz) i wysokich (2000 Hz) częstotliwości. W przypadku dzieci do 3. roku życia wyniki badań obiektywnych powinny zostać potwierdzone wynikami badań behawioralnych (VRA, TROCA, VROCA – patrz *Otoemisja akustyczna*). Mając na uwadze dobro dziecka, powinniśmy zawsze kierować się zasadą *cross-checking*, w myśl której wynik jednego badania powinien zostać potwierdzony wynikami innych badań. W przypadku dzieci starszych, powyżej 3. roku życia, oprócz badań obiektywnych możemy stosować audiometrię zabawową i słowną (patrz *Otoemisja akustyczna*), a dla dzieci powyżej 5. roku życia audiometrię tonalną. Po przeprowadzeniu procedury diagnostycznej wyniki badań powinny zostać omówione z rodzicami lub opiekunami dziecka w celu przedstawienia dalszego etapu postępowania, począwszy od możliwości zaprotezowania po rehabilitację.

Według ustaleń Europejskiego Konsensusu z 1998 r. prawidłowy rozwój noworodków będzie ograniczony, gdy średni próg słyszalności (0,5, 1, 2 i 4 kHz) w lepszym uchu będzie większy lub równy 40 dB HL. W przypadku dzieci poniżej 15. roku życia, według WHO z 1997 r. (WHO/PDH/97.3, 1997), prawidłowy rozwój dziecka będzie ograniczony, gdy średni próg słyszalności (0,5, 1, 2 i 4 kHz) w lepszym uchu będzie większy lub równy 31 dB HL.

Dopasowując aparaty słuchowe u dzieci, korzysta się z reguł stosowanych u osób dorosłych, uwzględniając różnice występujące między dziećmi i osobami dorosłymi. **Podstawową regułą w dopasowaniu aparatów słuchowych jest określenie, oparte na progu słyszalności pacjenta, wymaganego dla danego pacjenta wzmocnienia sygnału wnoszonego przez aparat słuchowy, to znaczy *insertion gain* (IG)** (patrz *Pomiary na uchu rzeczywistym*). Chcąc określić wzmocnienie wnoszone przez aparat słuchowy (IG), musimy wykonać pomiar na uchu rzeczywistym i określić zarówno wartość poziomu ciśnienia dźwięku dochodzącego do błony bębenkowej, kiedy mamy założony aparat słuchowy, jak też wartość REUG (charakterystykę przeniesienia ucha otwartego) dla danej osoby (patrz *Pomiary na uchu rzeczywistym*). W przypadku osób dorosłych wartość REUG jest znana i uśredniona po dużej grupie osób. W przypadku dzieci wartość REUG zmienia się dynamicznie z wiekiem dziecka ze względu na to, że ucho zewnętrzne rośnie i zmieniają się jego parametry fizyczne. Na rycinie 1 pokazano, jak z wiekiem dziecka zmienia się długość przewodu słuchowego zewnętrznego. W pierwszych 6 miesiącach życia zauważalny jest największy przyrost przewodu słuchowego zewnętrznego. Przewód słuchowy zewnętrzny

w tym okresie podwaja swoją długość. W 2. roku życia (ok. 30. miesiąca życia) długość przewodu słuchowego osiąga wartość taką, jak u osoby dorosłej, czyli 32 mm (Morcoux, Hansen, 2003).



Ryc. 1. Średnia długość przewodu słuchowego zewnętrznego w zależności od wieku dziecka (Morcoux, Hansen, 2003)

Długość przewodu słuchowego zewnętrznego wpływa na częstotliwość rezonansową, która wzmacnia dźwięk w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Im krótszy przewód słuchowy, tym wyższa częstotliwość rezonansowa. Ucho otwarte można porównać do rury jednostronnie zamkniętej, dla której częstotliwość rezonansową można obliczyć z następującej zależności:

$$f = c/4l \quad (1)$$

gdzie:

f – częstotliwość [Hz],

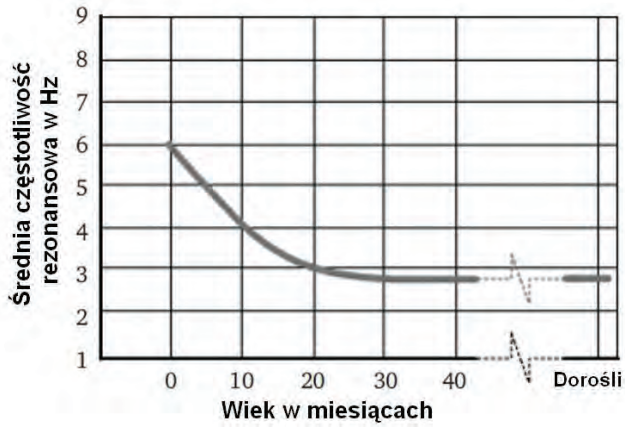
c – prędkość rozchodzenia się dźwięku w powietrzu (340 m/s),

l – długość przewodu słuchowego [m].

W przypadku osób dorosłych, dla których długość przewodu słuchowego wynosi 32 mm, częstotliwość rezonansowa jest równa 2700 Hz, w przypadku dzieci częstotliwość rezonansowa zmienia się z wiekiem (ryc. 2).

Rozmiary ucha zewnętrznego, a głównie przewodu słuchowego zewnętrznego, wpływają nie tylko na wartość REUG, a co się z tym wiąże na wartość IG, ale także na wartość wymaganego wzmocnienia aparatu słuchowego wyznaczonego na sprzęgaczu 2 cm^3 (*gain coupler*, GC). Żeby można było określić, jakie wzmocnienie w aparacie słuchowym musimy ustawić,

mierząc go na sprzęgaczu 2 cm^3, aby po założeniu aparatu słuchowego na ucho uzyskać docelową wartość IG, musimy znać poziom ciśnienia sygnału dochodzący do błony bębenkowej w uchu z aparatem słuchowym oraz wartość RECD (patrz *Pomiary na uchu rzeczywistym*).



Ryc. 2. Średnia częstotliwość rezonansowa ucha otwartego wyznaczona w polu dyfuzyjnym w zależności od wieku (Morcoux, Hansen, 2003)

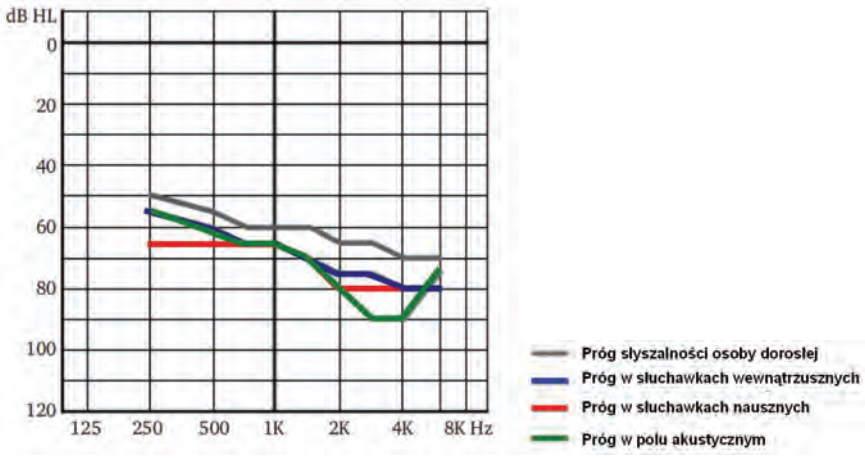
Wartość RECD dla osób dorosłych jest znana i uśredniona po dużej grupie osób. Dla dzieci wartość RECD zmienia się z wiekiem – według Seewalda i in. (2005) do 5. roku życia. W tabeli 1 przedstawiono, jak zmieniają się wartości RECD z wiekiem dziecka. Najwyraźniejsze zmiany można zaobserwować dla częstotliwości 6000 Hz, najmniejsze zaś dla 250 Hz.

Tabela 1. Wartości RECD [dB] dla dzieci w różnym wieku i dla osób dorosłych

Wiek [miesiące]	Częstotliwość [Hz]						
	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
1	3	6	10	13	15	16	17
3	3	6	9	13	14	15	16
6	2	5	9	13	13	14	15
12	2	5	9	12	12	12	13
24	1	5	8	11	10	10	11
48	0	5	8	10	7	7	8
96	–1	4	8	9	6	5	6
Dorosły	–1	4	7	8	4	3	5

Źródło: Dillon, 2012

Powyżej pokazano, jakie czynniki wpływają na określenie wymaganego wzmocnienia wnoszonego przez aparat słuchowy (IG) oraz wzmocnienia aparatu słuchowego ustawianego na sprzęgaczu 2 cm^3 (GC). Jak powiedziano, wymagane wzmocnienie wnoszone przez aparat słuchowy określane jest na podstawie progu słyszalności wyznaczonego w dB HL – jest to kolejny problem występujący podczas dopasowania aparatów słuchowych u dzieci. Zero audiometryczne stosowane w audiometrach dopasowane jest do progu słyszalności prawidłowo słyszących osób dorosłych. Kiedy wyznaczamy progi słyszalności u dzieci, stosując audiometr wykalibrowany w odniesieniu do osób dorosłych, wyniki badań dziecka mamy zafałszowane i próg słyszalności dziecka będzie zależał od tego, jaki przetwornik elektroakustyczny (słuchawka wewnątrzuszna, słuchawka nauszna, głośnik) był wykorzystywany przy wyznaczaniu progu słyszalności. Na rycinie 3 zaprezentowano, jak różnią się progi słyszalności 9-miesięcznego dziecka, wyznaczone metodą VRA, w zależności od tego, jaki rodzaj przetwornika elektroakustycznego zastosowano do badania słuchu. Wpływ użytego przetwornika elektroakustycznego na wielkość progu słyszalności wyznaczanego u dziecka dowodzi, że **dopasowując aparat słuchowy dziecku, nie tylko powinniśmy uwzględniać jego wiek, ale także rodzaj przetwornika elektroakustycznego zastosowanego przy wyznaczaniu progu słyszalności.**



Ryc. 3. Próg słyszalności 9-miesięcznego dziecka wyznaczony metodą VRA za pomocą różnych przetworników elektroakustycznych (Morcoux, Hansen, 2003)

Słuchawka wewnątrzuszna – linia niebieska, słuchawka nauszna – linia czerwona, głośnik (w polu akustycznym) – linia zielona, w relacji do progu słyszalności osoby dorosłej – linia czarna, o tym samym, co dziecko ubytku słuchu.

Wyniki badania słuchu u dzieci są danymi wiarygodnymi, jeżeli próg słyszalności dzieci określa się w postaci poziomu ciśnienia akustycznego dźwięku mierzonego przy błonie bębenkowej i na tej podstawie szacuje się wymagane wzmocnienie, które należy ustawić w aparacie słuchowym. Nie zawsze możliwy jest pomiar progu słyszalności przy błonie bębenkowej, dlatego w procedurach dopasowania aparatów słuchowych stosowanych u dzieci istotną rzeczą jest określenie wartości progu słyszalności przy błonie bębenkowej na podstawie progów słyszalności wyznaczonych w naturalnych warunkach pomiarowych, to znaczy poprzez pomiar audiometryczny wykonany przez słuchawki wewnątrzuszne lub słuchawki nauszne albo pomiar w polu akustycznym, kiedy głośnik ustawiony jest na wprost (0°), pod kątem 45 lub 90° (Seewald i in., 2005). **Stosowane u dzieci metody dopasowania aparatów słuchowych pozwalają wprowadzić dane otrzymane na audiometrach z zaznaczeniem, jaki rodzaj przetwornika elektroakustycznego zastosowano w badaniu słuchu i opierając się na tych danych, szacują wartości progu słyszalności przy błonie bębenkowej.** Aby taka procedura mogła nastąpić, zamiast progu słyszalności określonego w dB HL (poziomu słyszenia) w metodach dopasowania aparatów słuchowych u dzieci **wprowadza się progi słyszalności określone w postaci poziomu wskazania audiometru dB DL (*dial level*)**. Przy takim zapisie progu słyszalności łatwiej jest przejść z progu słyszalności przedstawionego w dB DL na próg słyszalności określony przy błonie bębenkowej i przedstawiony w dB SPL. Marcoux i Hansena (2003) twierdzą, iż stosując zapis progu słyszalności w dB DL w celu oszacowania wartości progu słyszalności przy błonie bębenkowej w dB SPL, musimy znać wartość REUG (patrz *Pomiary na uchu rzeczywistym*), jeżeli badanie słuchu wykonywane było w polu akustycznym, przez słuchawki nauszne, musimy znać wartość REDD (*real-ear-to-dial difference* – różnicę między wartościami uzyskanymi w uchu rzeczywistym a wskazaniami audiometru) albo znać wartość RECD określoną dla sprzęgacza 6 cm^3 (na takim sprzęgaczu kalibrowane są słuchawki nauszne) i jeżeli badanie było wykonane w słuchawkach wewnątrzusznych, musimy znać wartość RECD określoną dla sprzęgacza 2 cm^3 (na takim sprzęgaczu kalibrowane są słuchawki wewnątrzuszne).

Bagatto i in. (2005) szczegółowo określa wzory, za pomocą których można otrzymać próg słyszalności dziecka przy błonie bębenkowej w dB SPL, mając wartości progu słyszalności wyznaczone w postaci wskazania audiometru (**DL**).

Jeżeli próg słyszalności wyznaczony był z audiometrycznych badań w polu akustycznym, kiedy głośnik ustawiony był na wprost (0°), pod kątem 45 albo 90°, to próg przy błonie bębenkowej wyznaczony w dB SPL

(próg dB SPL (przewód słuchowy)) można określić za pomocą następującego wzoru (Bagatto i in., 2005):

$$\text{próg dB SPL (przewód słuchowy)} = \text{DL} + \text{RETSPL}(0^o, 45^o, 90^o) + \text{REUG}_{\text{dziecka}}(0^o, 45^o, 90^o) \quad (2)$$

gdzie:

próg dB SPL (przewód słuchowy) – próg słyszalności określony przy błonie bębenkowej [dB SPL],

DL – wskazania audiometru,

$\text{RETSPL}(0^o, 45^o, 90^o)$ – równoważny próg słyszalności dla osób dorosłych prawidłowo słyszących (zero audiometryczne) wyznaczony w polu akustycznym, kiedy głośnik ustawiony jest na wprost (0°), pod kątem 45 albo 90°,

$\text{REUG}_{\text{dziecka}}(0^o, 45^o, 90^o)$ – charakterystyka przeniesienia ucha otwartego dziecka, kiedy głośnik ustawiony jest na wprost (0°), pod kątem 45 albo 90°.

Jeżeli próg słyszalności wyznaczony był z audiometrycznych badań w słuchawkach nausznych, to próg słyszalności przy błonie bębenkowej wyznaczony w dB SPL można określić za pomocą następujących wzorów (Bagatto i in., 2005):

$$\text{próg dB SPL (przewód słuchowy)} = \text{DL} + \text{REDD}_{(\text{dziecka})} \quad (3)$$

lub

$$\text{próg dB SPL (przewód słuchowy)} = \text{DL} + \text{RETSPL}_{\text{TDH}} + \text{RECD}_{(\text{dziecka})6\text{ cm}} \quad (4)$$

gdzie:

próg dB SPL (przewód słuchowy) – próg słyszalności określony przy błonie bębenkowej [dB SPL],

DL – wskazania audiometru,

$\text{RETSPL}_{\text{TDH}}$ – równoważny próg słyszalności dla osób dorosłych prawidłowo słyszących (zero audiometryczne) wyznaczony w słuchawkach nausznych (TDH),

$\text{RECD}_{(\text{dziecka})6\text{ cm}}$ – RECD dla dziecka wyznaczone dla sprzęgacza 6 cm^3 stosowanego do kalibracji słuchawek nausznych.

Jeżeli próg słyszalności wyznaczony był z audiometrycznych badań w słuchawkach wewnątrzusznych, wówczas próg przy błonie bębenkowej wyznaczony w dB SPL można określić za pomocą następującego wzoru (Bagatto i in., 2005):

próg dB SPL (przewód słuchowy) = DL + $RETSPL_{wew.}$ + $RECD_{(dziecka)2\ cm}$ (5)

gdzie:

próg dB SPL (przewód słuchowy) – próg słyszalności określony przy błonie bębenkowej [dB SPL],

DL – wskazania audiometru,

$RETSPL_{wew.}$ – równoważny próg słyszalności dla osób dorosłych prawidłowo słyszących (zero audiometryczne) wyznaczony w słuchawkach wewnątrzusznych,

$RECD_{(dziecka)2\ cm}$ – RECD dziecka wyznaczone dla sprzęgacza $2cm^3$.

Jeżeli procedura dopasowania aparatów słuchowych u dzieci wymaga zastosowania progu słyszalności wyznaczonego w dB HL (np. NAL-NL1, NAL-NL2), wówczas taki próg określa się także przy błonie bębenkowej i w celu jego obliczenia stosuje się dodatkowo następujące wielkości: ΔRECD, ΔREDD i ΔREUG, które określają różnicę na uchu rzeczywistym między dzieckiem a osobą dorosłą, na przykład:

$$\Delta RECD = RECD_{(dziecka)} - RECD_{(dorosły)} \quad (6)$$

Wartości RECD, REDD i REUG dla osób dorosłych przyjmuje się jako znane i uśrednione po dużej grupie osób. Wartości dla dzieci powinny być zmierzone. Jeżeli nie przeprowadza się takiego pomiaru, wówczas program dopasowujący aparaty słuchowe u dzieci przyjmuje wartości uśrednione po określonych grupach wiekowych (Morcoux, Hansen, 2003).

Wyznaczając progi słyszalności dziecka przy błonie bębenkowej w dB HL, określa się próg słyszalności dziecka równoważny progowi słyszalności osoby dorosłej EAT (*equivalent adult threshold*). **EAT według Dillona (Marcoux, Hansen, 2003) definiowane jest jako próg słyszalności osoby dorosłej wyznaczony w dB HL, dla którego poziom ciśnienia akustycznego wyznaczony przy błonie bębenkowej jest równy progowemu poziomowi ciśnienia akustycznego zarejestrowanemu przy błonie bębenkowej dziecka.** To znaczy, że zarówno do dziecka, jak i do osoby dorosłej na progu słyszalności do błony bębenkowej dochodzi sygnał o tym samym poziomie ciśnienia akustycznego. Dodatkowo przyjmuje się, iż próg słyszenia osoby dorosłej normalnie słyszącej i dziecka normalnie słyszącego mierzony przy błonie bębenkowej w dB SPL jest taki sam, dlatego próg słyszalności dziecka wyznaczony przy błonie bębenkowej w dB SPL odnoszony jest do absolutnego progu słyszalności osoby dorosłej wyznaczonego przy błonie bębenkowej, czyli do MAP (*minimal audible pressure*). Zaletą tak obliczanego progu

słyszalności jest bezpośrednie porównanie progu słyszalności dziecka i osoby dorosłej.

Morcoux i Hansen (2003) szczegółowo przedstawiają wzory na obliczenie EAT w zależności od sposobu wyznaczania progu słyszalności. Jeżeli w badaniu audiometrycznym używamy słuchawki wewnątrzusznej i sprzęgacza 2 cm^3, to EAT określamy jako:

$$EAT = DL + \Delta RECD_{2\,cm} \tag{7}$$

gdzie:

DL – wskazania audiometru [dB],

$\Delta RECD_{2\,cm} = RECD_{2\,cm(dziecka)} - RECD_{2\,cm(dorosły)}$;

$RECD_{2\,cm}$ – RECD wyznaczone dla sprzęgacza $2cm^3$.

Jeżeli w badaniu audiometrycznym używamy słuchawki nausznej (np. TDH), to EAT można obliczyć, korzystając ze wzoru:

$$EAT = DL + \Delta REDD \tag{8}$$

gdzie:

DL – wskazania audiometru [dB],

$\Delta REDD = REDD_{(dziecka)} - REDD_{(dorosły)}$,

REDD – różnica między wartościami uzyskanymi na uchu rzeczywistymi a wskazaniami audiometru.

Jeżeli próg był wyznaczony w polu akustycznym, kiedy głośnik był ustawiony na wprost (0°), pod kątem 45 lub 90°, EAT obliczamy według wzoru:

$$EAT = DL + \Delta REUG_{(0°,\,45°,\,90°)} \tag{9}$$

gdzie:

DL – wskazania audiometru [dB],

$\Delta REUG_{(0°,\,45°,\,90°)} = REUG_{(0°,\,45°,\,90°)(dziecka)} - REUG_{(0°,\,45°,\,90°)(dorosły)}$.

Od kiedy istnieją wytyczne, aby protezować małe dzieci do 6. miesiąca życia (Europejski Konsensus, 1998), dopasowanie aparatów słuchowych musi opierać się na wynikach badań ABR. Celem przekształcenia wyniku badań ABR na progi słyszalności wyznaczone w dB SPL, przy błonie bębenkowej, określono relację między progami wyznaczonymi w ABR a progami

behawioralnymi określonymi z audiometrycznych badań behawioralnych (audiometrii tonalnej) przeprowadzanych w słuchawkach wewnątrzusznych (tab. 2).

Próg ABR w dB SPL przy błonie bębenkowej można określić ze wzoru 10 lub 11 (Bagatto i in., 2005):

$$\text{ABR w dB SPL} = e\text{HL} + \text{RECD}_{2\text{ cm}} + \text{RETSPL}_{\text{wew.}} \quad (10)$$

$$\text{ABR w dB SPL} = n\text{HL} - \text{poprawki} + \text{RECD}_{2\text{c m}} + \text{RETSPL}_{\text{wew.}} \quad (11)$$

gdzie:

*e*HL – szacowany próg słyszalności audiometrii tonalnej (*estimation hearing level*) wykonanej w słuchawkach wewnątrzusznych, określony na podstawie progów słyszalności wyznaczonych z badań ABR,

$\text{RETSPL}_{\text{wew.}}$ – równoważny próg słyszalności dla osób dorosłych prawidłowo słyszących wyznaczony w słuchawkach wewnątrzusznych; poprawki – różnica między wartościami progu słyszalności wyznaczonego z ABR a progami wyznaczonymi z audiometrii tonalnej,

$\text{RECD}_{2\text{ cm}}$ – RECD dziecka wyznaczone dla sprzęgacza 2 cm^3.

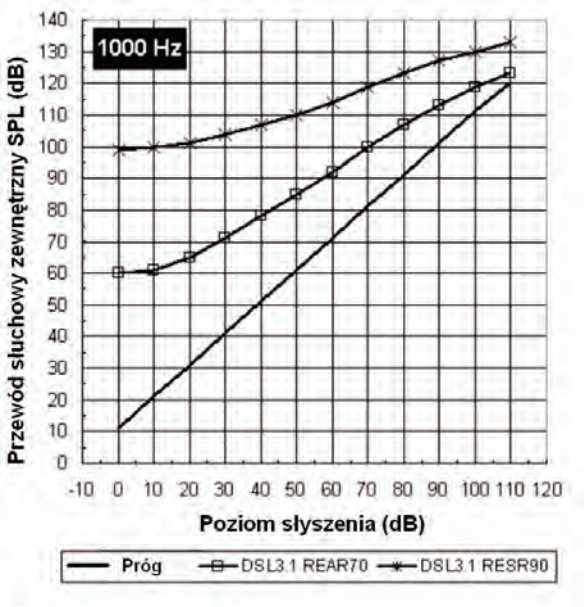
Tabela 2. Szacowany próg słyszalności audiometrii tonalnej (*e*HL) z dokładnością ±10 dB na podstawie progów słyszalności wyznaczonych z badań ABR

Próg z ABR [dB *n*HL]	Szacowany próg słyszalności audiometrii tonalnej (*e*HL) [dB HL]		
	500 Hz	2000 Hz	4000 Hz
30	23	29	31
35	27	34	36
40	32	38	40
45	36	43	45
50	40	47	49
55	45	52	54
60	49	56	58
65	53	61	63
70	58	66	67
75	62	70	72
80	66	75	76
85	71	79	81
90	75	84	85
95	79	88	90
100	84	93	94

Źródło: Purdy, Kelly, 2008

Współcześnie dopasowując aparaty słuchowe dzieciom, zaleca się stosować jedną z dwóch metod dopasowania aparatów słuchowych: metodę DSLm[i/o] lub NAL-NL2 (patrz *Reguły dopasowania aparatów słuchowych*).

Metoda DSLv.5 określała takie wzmocnienie sygnału mowy normalnie głośnej, żeby mowa dochodziła do dziecka na pożądanym poziomie wrażenia słuchowego. W metodzie tej zarówno pożądane wzmocnienie sygnału mowy, jak i próg dyskomfortu określa się na podstawie progu słyszalności dziecka i wyraża w postaci poziomu ciśnienia akustycznego dźwięku mierzonego w uchu rzeczywistym, przy błonie bębenkowej (ryc. 4).



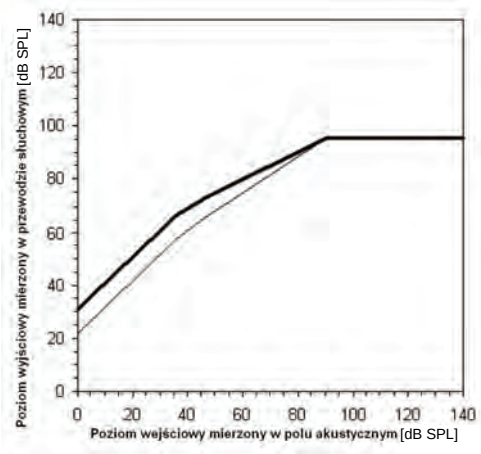
Ryc. 4. Relacje między progiem słyszalności określonym w dB HL a progiem słyszalności (Próg) oraz poziomem mowy wzmocnionej (DSL3.1 REAR 70) i wartością UCL (DSL3.1 RESR90) określonymi w dB SPL w przewodzie słuchowym dziecka, przy błonie bębenkowej, dla częstotliwości 1000 Hz (Seewald i in., 2005)

W metodzie DSLv.5 dopasowując aparat słuchowy, uwzględnia się zarówno wartości REUG, jak i wartości RECD. Dopasowując aparat słuchowy metodą DSLv.5, można skorzystać z wartości średnich określonych dla poszczególnych grup wiekowych (REUG wyznaczono do 37. miesiąca życia, a RECD do 60. (Seewald i in., 2005)) lub z wartości zmierzonych bezpośrednio u dziecka.

Ze względu na to, że w metodzie DSLv.5 wszystkie wielkości przedstawiane są w dB SPL, metoda ta wprowadziła prezentację wyników nazwaną SPLogram.

Dopasowując aparaty słuchowe u dzieci, w metodzie DSL v.5 pod uwagę bierze się między innymi poziom sygnału mowy własnej dziecka, pamiętając o tym, że aparat służy dziecku również do nauki języka. Pierwsze wersje metody DSL uwzględniały poziom sygnału mowy własnej dzieci w wieku od 5 do 18 lat, jednak jeżeli protezowane są dzieci poniżej 5. roku życia, to ich poziom sygnału mowy własnej jest o 3 dB niższy niż w przypadku pięciolatków (Scollie i in., 2005); metoda DSL v.5 to uwzględnia. W DSL v.5 pod uwagę brany jest również fakt protezowania obuusznego (3 dB mniejsze wzmocnienie) oraz występowanie ubytków przewodzeniowych.

Z badan wynika (Scollie i in., 2005), że osoba dorosła mająca taki sam ubytek słuchu, jak dziecko wymaga niższego poziomu dźwięku niż dziecko, żeby osiągnąć to samo wrażenie głośności dźwięku. Relacje te zmniejszają się z poziomem dźwięku i wartością progu słyszenia. Im wyższy ubytek słuchu, tym różnice te są mniejsze (Scollie i in., 2005); metoda DSL v.5 uwzględnia te różnice (ryc. 5).



Ryc. 5. Porównanie charakterystyki *input/ouput* dla częstotliwości 1000 Hz i ubytku 50 dB HL uzyskanej w metodzie DSLm[*i/o*] dla dziecka i osoby dorosłej (Scollie i in., 2005)

Linia pogrubiona – dziecko, linia cienka – osoba dorosła.

Drugą metodą obecnie stosowaną w dopasowaniu aparatów słuchowych u dzieci jest metoda NAL-NL2 (patrz *Reguły dopasowania aparatów słuchowych*). Jak wspomniano, z badan wynika, że dzieci preferują wyższe

wzmocnienie sygnału niż osoby dorosłe. Metoda NAL-NL2 u dzieci w pierwszym roku życia stosuje wzmocnienie o 5 dB większe niż u osób dorosłych.

W procesie doboru aparatów słuchowych należy zawsze uwzględniać wiek dziecka oraz wielkość i charakter niedosłuchu. W doborze aparatu słuchowego dla dziecka trzeba także brać pod uwagę stopień aktywności dziecka oraz zmienność progu słyszalności wskutek: dobrego i skutecznego wychowania słuchowego, występowania niedosłuchu mieszanego, występowania niedosłuchu postępującego oraz jednoczesnego występowania wielu upośledzeń u dziecka.

Przy głębokim obustronnym uszkodzeniu słuchu konieczne jest maksymalne wykorzystanie osiąganej dynamiki oraz wczesne stymulacje celem uniknięcia słuchowej deprywacji, której wynikiem jest słaby rozwój słuchu i mowy. Przy obuusznych symetrycznych ubytkach słuchu należy zawsze aparatować oboje uszu, żeby umożliwić dziecku: binauralne sumowanie głośności, lepsze rozumienie mowy w obecności dźwięków zakłócających, słyszenie przestrzenne, lepsze słyszenie na odległość, redukcję efektu cienia głowy, obiektywną lepszą jakość dźwięku, lepszą samokontrolę.

Przy protezowaniu obuusznym trzeba zawsze wybierać dwa aparaty słuchowe tego samego producenta i, o ile jest to możliwe, aparaty słuchowego tego samego typu w celu zapewnienia optymalnych parametrów elektroakustycznych.

Protezowanie obuuszne zalecane jest nie tylko u dzieci z niedosłuchem odbiorczym, ale również u dzieci z niedosłuchem przewodzeniowym i mieszanym po zakończeniu procesu leczenia zachowawczego lub operacyjnego. Jeżeli nie ma przeciwwskazań do protezowania na drodze przewodnictwa powietrznego, stosujemy zauszne aparaty słuchowe. W przypadku zwężenia przewodu słuchowego zewnętrznego, mikrocji, atrezji czy chronicznego zapalenia ucha środkowego z wysiękami zaleca się zastosowanie aparatów słuchowych na przewodnictwo kostne (wszczepialne od 4. roku życia) (patrz *Implanty kostne*). U dzieci z rozpoznanym niedosłuchem głębokiego stopnia lub z tak zwaną częściową głuchotą wskazana jest poszerzona diagnostyka w kierunku zastosowania implantu ślimakowego (Skarżyński i in., 2011).

W niektórych przypadkach dzieci z niedosłuchem asymetrycznym osiągają lepsze wyniki przy protezowaniu ucha lepiej słyszącego niż przy protezowaniu obuusznym. Na co w takim razie należy zwrócić uwagę, aby podjąć właściwą decyzję przy wyborze protezowania jedno- lub obuusznego? Uważa się, że na pierwszym etapie dopasowania należy zawsze protezować oboje uszu, aż do momentu, gdy: dziecko ciągle odrzuca jeden aparat, po-

mimo wielu prób precyzyjnego dopasowania, uzyskuje się gorsze wyniki w testach oceniających efektywność dopasowania aparatów słuchowych niż w jednym aparacie, z opinii rodziców wynika, że dziecko funkcjonuje lepiej z jednym aparatem słuchowym niż z dwoma.

Przy ubytkach jednostronnych, w zależności od stopnia niedosłuchu, protezujemy dziecko, ażeby ułatwić mu: lokalizację źródła dźwięku, poprawić zrozumiałość mowy w hałasie, pobudzić do działania obie półkule mózgu. Rozwiązania, jakie możemy stosować w tej grupie dzieci, to: jeżeli jest korzyść z aparatu – normalny układ wzmocnienia, jeżeli nie ma korzyści z aparatu – układ CROS lub BICROS (patrz *Dopasowanie otwarte*).

2. APARAT SŁUCHOWY – WYBÓR

Z uwagi na wielkość i rodzaj uszkodzenia słuchu zarówno dzieci, jak i dorośli wymagają różnych aparatów słuchowych.

Odwołując się do wytycznych konsultanta krajowego (WKK) z 2011 r., aparaty słuchowe dla dzieci w wieku do 4. roku życia powinny charakteryzować się następującymi cechami: cyfrowe aparaty zauszne, minimum czterokanałowe, niezależna regulacja wzmocnienia w każdym kanale, zmienny współczynnik kompresji i punkt włączenia kompresji, regulowany maksymalny poziom wyjściowy w każdym kanale, możliwość dezaktywacji wszystkich aktywnych systemów redukcji hałasu, eksponowanie sygnału mowy, systemy mikrofonów kierunkowych, możliwość wyłączenia potencjometru głośności i przełącznika programów słuchowych, blokada komory baterii, rożek pediatryczny w standardzie, solidna obudowa odporna na działanie czynników mechanicznych, aktywny systemem redukcji sprzężenia, wsparcie softwarowe w zakresie dopasowania pediatrycznego, kompatybilność z powszechnie stosowanymi systemami FM oraz z systemem archiwizacji danych o środowisku akustycznym i preferencjach pacjenta typu Data Logging (Skarżyński, 2011).

U dzieci do 4. roku życia nie zaleca się stosowania: aparatów typu *open* (patrz *Dopasowanie otwarte*), aparatów ze słuchawką typu RIC (słuchawka poza obudową aparatu słuchowego i umieszczona wewnątrz przewodu słuchowego zewnętrznego), wszczepialnych aparatów słuchowych do ucha środkowego oraz wszczepialnych aparatów słuchowych na przewodnictwo kostne.

W przypadku dzieci powyżej 4. roku życia należy indywidualnie rozpatrzeć możliwość włączenia w aparacie słuchowym systemu redukcji hałasu, eksponowania sygnału mowy czy mikrofonów kierunkowych.

Nieodłączną częścią aparatu słuchowego jest wkładka uszna. W przypadku dzieci do 4. roku życia zalecana jest wkładka miękka, natomiast u dzieci powyżej 4. roku życia, w zależności od stopnia niedosłuchu, wkładka twarda lub miękka. **Ze względu na wzrost ucha zewnętrznego wskazana jest wymiana wkładki usznej co miesiąc do 6. miesiąca życia, co dwa miesiące do 12. miesiąca życia i co 4 miesiące do 3. roku życia (Dillon i in., 2008).**

3. WIZYTY KONTROLNE PO DOPASOWANIU APARATU SŁUCHOWEGO

Zgodnie z WKK pierwsza wizyta kontrolna powinna odbyć się 2–3 tygodnie po odbiorze dopasowanych aparatów słuchowych (Skarżyński i in., 2011). Podczas tej wizyty należy zwrócić uwagę na umiejętności obsługi przez rodziców aparatów słuchowych oraz sprawdzić systematyczność użytkowania aparatów poprzez odczyt Data Logging (patrz *Współczesne rozwiązania technologiczne w aparatach słuchowych*). Każda kolejna wizyta powinna odbywać się co 3 miesiące u dzieci do 2. roku życia lub w pierwszym roku po zaprotezowaniu, z kolei u dzieci po 2. roku życia lub po roku od zaprotezowania co 4–6 miesięcy. Kontrolne badania słuchu (ABR) należy przeprowadzać co 6 miesięcy. Podczas drugiej i każdej następnej wizyty zaleca się wykonać nie tylko badanie otolaryngologiczne, ale również konsultację logopedyczną, pedagogiczną, psychologiczną oraz protetyczną. Celem tych wizyt jest nie tylko ocena korzyści z aparatowania, ale także ocena postępów rehabilitacji. Musimy również sprawdzić, czy aparat słuchowy działa poprawnie, czy należy wymienić wkładkę uszną na nową, z uwagi na rosnący przewód słuchowy, dokonać pomiaru RECD oraz ewentualnej korekty ustawień aparatu, jak również ocenić warunki akustyczne, w których przebywa dziecko.

4. OCENA EFEKTYWNOŚCI DOPASOWANEGO APARATU SŁUCHOWEGO

Ocena efektywności dopasowanego aparatu słuchowego w przypadku dzieci jest bardziej złożona niż w przypadku osób dorosłych. Uzależniona jest nie tylko od wieku dziecka, jego stanu psychofizycznego, zaangażowania rodziców, koncentracji dziecka, ale wymaga również poświęcenia większej ilości czasu. W przypadku niemowląt i małych dzieci powinna ona obejmo-

wać badania behawioralne w polu akustycznym i kwestionariusze, za pomocą których rodzic ocenia funkcjonowanie i reakcje słuchowe dziecka w różnych sytuacjach akustycznych. Obecnie na rynku istnieje wiele kwestionariuszy, przy użyciu których można dokonać walidacji aparatów słuchowych zarówno w grupie osób dorosłych, jak i w grupie dzieci. Ponieważ nie sposób je wszystkie scharakteryzować, dlatego przedstawiono kwestionariusze najczęściej wykorzystywane w praktyce: kwestionariusz wczesnych reakcji słuchowych **ELF** (*Early Listening Function*) oraz kwestionariusz oceny trudności słuchowych dziecka **CHILD** (*Children's Home Inventory for Listening Difficulties*) (Hojan, 2009).

Kwestionariusz **ELF** przeznaczony jest dla niemowląt i małych dzieci, a jego cel to stwierdzenie, czy dziecko spostrzega i rejestruje rozmaite dźwięki dochodzące z różnych odległości zarówno w ciszy, jak i w obecności charakterystycznych zakłóceń (np. włączony telewizor czy radio). Kwestionariusz ten umożliwia rodzicom obserwację naturalnego rozwoju umiejętności słuchowych dziecka. Obserwację powinni przeprowadzać najbliżsi, prezentując 12 sytuacji dźwiękowych w domu lub w miejscu, gdzie dziecko przebywa większą część dnia. Cały test składa się z trzech segmentów: emisji cichych (dowolnych) dźwięków (wykonujemy pierwszego dnia), emisji dźwięków (dowolnych) o normalnej głośności (wykonujemy drugiego dnia), emisji głośnych (dowolnych) dźwięków (wykonujemy trzeciego dnia). Każdą sytuację dźwiękową należy zaprezentować w ciszy i w hałasie z odległości 15 cm, 1 m, 1,8 m i 5 m (inne pomieszczenie). Obserwację trzeba przeprowadzić przed i po założeniu aparatów słuchowych.

Kwestionariusz **CHILD** przeznaczony jest dla dzieci w wieku od 3 do 12 lat, kiedy dziecko niedosłyszące zaczyna bawić się z rówieśnikami. Składa się z 15 pytań nawiązujących do różnych sytuacji słuchowych, zarówno w ciszy, jak i w obecności hałasu, przy różnych poziomach zainteresowania dziecka. Rodzice oceniają możliwości słuchowe dziecka (określają, jak dobrze, ich zdaniem, dziecko jest w stanie słyszeć i rozumieć w różnych sytuacjach słuchowych) w skali punktowej od 1 do 8. Korzystając z tej samej skali, dziecko (powyżej 7. roku życia) może dokonać również samooceny. Osiągnięcie przez dziecko łącznie mniej niż 75 punktów wskazuje na jego trudności w percepcji słuchowej (Hojan, 2009). Wynik kwestionariusza CHILD może być użyty w celu oceny skuteczności wzmocnienia, wskazania na konieczność zaopatrzenia dziecka w systemy wspomagające słyszenie, może również służyć jako narzędzie w zakresie komunikacji w trudnych sytuacjach akustycznych (Lewis i in., 2008). Poniżej przedstawiono skalę ocen odpowiedzi oraz treść kwestionariusza (Anderson i in., 2014).

Skala ocen odpowiedzi

8 – **ŚWIETNIE** – słyszę każde słowo, rozumiem wszystko.
7 – **DOBRZE** – słyszę wszystko, sporadycznie umykają mi niektóre słowa, ale rozumiem wszystko.
6 – **DOŚĆ DOBRZE** – słyszę prawie wszystko i zwykle rozumiem wszystko.
5 – **ROZUMIEM, ALE NIE JEST TO ŁATWE** – słyszę prawie wszystkie słowa, czasem źle zrozumiem, co zostało powiedziane.
4 – **ZWYKLE ROZUMIEM, CHOĆ WYMAGA TO WYSIŁKU** – słyszę większość słów, rozumiem ponad połowę tego, co zostało powiedziane.
3 – **CZASAMI ROZUMIEM, CZASAMI NIE** – słyszę słowa, choć rozumiem mniej niż połowę z tego, co zostało powiedziane.
2 – **MAM TRUDNOŚCI** – czasami nie wiem, że ktoś coś mówi i tracę większość wypowiedzi.
1 – **CO?** – nie wiem, że ktoś coś mówi, nic nie rozumiem.

Treść kwestionariusza wypełnianego przez rodzica

1. Siedzisz obok dziecka. Oglądacie razem książkę lub rozmawiacie (używając znanych słów) o czymś, co znajduje się przed wami. Gdy rozmawiacie, siedzisz tak, aby dziecko nie patrzyło na twoją twarz. Jest cicho. W jakim stopniu dziecko słyszy i rozumie to, co do niego mówisz?

2. Podczas posiłku w domu lub w spokojnej restauracji usiądź przy stole naprzeciw dziecka i zadaj mu kilka pytań. W jakim stopniu dziecko słyszy i rozumie to, co zostało powiedziane?

3. Kiedy dziecko jest w swoim pokoju i się bawi, wejdź po cichu i zacznij coś mówić bez wypowiedzenia imienia dziecka lub zwrócenia w inny sposób jego uwagi. W jakim stopniu dziecko słyszy i rozumie to, co zostało powiedziane?

4. Oglądając z dzieckiem program telewizyjny lub film (ale nie bajki), zadaj pytanie na temat tego, co zostało powiedziane. W jakim stopniu twoje dziecko słyszy i rozumie to, co mówią ludzie w programie telewizyjnym?

5. Obserwujesz, swoje dziecko, w pomieszczeniu podczas zabawy z przyjaciółmi, bratem lub siostrą, kiedy zostaje o coś poproszone (zapytane). W jakim stopniu dziecko słyszy i rozumie to, co do niego mówią inne dzieci?

6. Gdy dziecko ogląda telewizję lub bawi się hałaśliwą zabawką, wejdź do pokoju i mów do niego. W jakim stopniu dziecko słyszy i rozumie to, co mówisz w obecności hałasu powodowanego przez telewizor lub zabawkę?

7. Zawołaj dziecko po imieniu z innego pokoju, kiedy twoje dziecko nie jest w stanie cię zobaczyć. W jakim stopniu dziecko słyszy, że je wołasz?

8. Jest pora, aby wstać i przygotować się do wyjścia. W jakim stopniu twoje dziecko słyszy dźwięk budzika lub gdy budzik nie jest używany, czy słyszy twój głos i obudzi się bez konieczności jego dotykania?

9. Twoje dziecko bawi się w pomieszczeniu z grupą dzieci. Panuje hałas. W jakim stopniu dziecko rozumie to, co mówią inne dzieci podczas zabawy grupowej?

10. Dziadkowie, członek rodziny lub kolega chce porozmawiać z twoim dzieckiem przez telefon. W jakim stopniu dziecko słyszy i rozumie to, co jest mówione przez telefon?

11. Obserwujesz, jak twoje dziecko bawi się na podwórku z innymi dziećmi. W jakim stopniu słyszy i rozumie inne dzieci, gdy nie jest blisko nich?

12. Jesteś z dzieckiem w zatłoczonym sklepie lub w centrum handlowym. Gdy stoisz za nim, a ono patrzy na coś, zadaj mu pytanie. W jakim stopniu słyszy i rozumie to, co powiedziałeś?

13. Jesteś w dużym pokoju ze swoim dzieckiem. Mówisz do niego z drugiego końca pokoju. W jakim stopniu słyszy i rozumie to, co mówisz?

14. Prowadzisz samochód i mówisz coś do dziecko siedzącego na tylnym siedzeniu. Jak słyszy i rozumie to, co jest mówione?

15. Siedzisz w cichym pomieszczeniu, rozmawiasz z dzieckiem, które patrzy na twoją twarz. W jakim stopniu dziecko słyszy i rozumie?

W przypadku dzieci starszych określenie prawidłowości doboru aparatów słuchowych może być oparte na rozwoju mowy poprzez zastosowanie odpowiednich do wieku dziecka testów słownych oraz na progu słyszalności wyznaczonym w polu akustycznym w zakresie częstotliwości 500–2000 Hz. W tabeli 3 przedstawiono progi słyszalności mierzone w prawidłowo dopasowanym aparacie słuchowym, w polu akustycznym, w odległości 1 m od głośników.

Tabela 3. Relacja między ubytkiem słuchu a progiem słyszalności uzyskanym w dobrze dopasowanym aparacie słuchowym

Ubytek słuchu	Próg słyszalności w aparatach słuchowych
[dB HL]	
25–50	0–15
50–75	15–30
75–100	25–50
powyżej 100	45–55

Źródło: Bućko, 1997

U dzieci starszych (powyżej 6. roku życia) można zastosować również test porównywania par. W teście tym dzieci wskazują porównując, która z par aparatów słuchowych jest przez nie preferowana. Taki sam test stosowany jest w grupie osób dorosłych.

Należy zwrócić uwagę, że nieodłącznym aspektem oceny efektywności wynikającej z dopasowania aparatów słuchowych jest ocena logopedyczna i psychologiczna w zakresie postępów rehabilitacji (postępów w rozwoju słuchu i mowy).

Ocena korzyści z aparatów słuchowych może odbywać się nie tylko na podstawie kwestionariuszy, badania behawioralnego czy zrozumiałości mowy oraz progu słyszalności wyznaczonego w polu akustycznym. Innymi możliwościami tej oceny mogą być ocena dyskomfortu oraz ocena subiektywna. Opisane metody DSLm[i/o] i NAL-NL2 określają wartość maksymalnego poziomu sygnału na wyjściu aparatu słuchowego, uwzględniając wiek dziecka. Przy pomiarze poziomu dyskomfortowej głośności (*Loudness Discomfort Level*, LDL) zaleca się stosować metodę obrazków wskazujących różne reakcje dziecka (w wieku poniżej 7 lat) (Hojan, 2009). W ocenie subiektywnej zarówno rodziców, opiekunów dziecka, jak i samych dzieci (powyżej 5. roku życia) możemy pytać o korzyści wynikające z użytkowania aparatów słuchowych. W przypadku dzieci możemy stosować na przykład kwestionariusz COSI (*Client Oriented Scale of Improvement for Children*), który jest bardzo podobny do kwestionariusza wykorzystywanego u dorosłych. Bardzo użyteczną metodą badań jest także konfrontacja zachowań dziecka z „indeksem jego rozwoju słuchowego" DIAL (*Developmental Index of Audition*), uzależnionym od wieku dziecka. W tym przypadku konieczne jest duże zaangażowanie rodziców (Hojan, 2009).

Bibliografia

Anderson K.L., Smaldino J.J., 2014, *CHILD Questionnaire*, <http://successforkidswithhearingloss.com/tests/tests>, [dostęp: 18.07.2014].

Bagatto M., Scollie S., Seewald R., Moodie S., Pumford J., Liu K.P., 2005, *Clinical protocols for hearing instrument fitting in the Desired Sensation level Method*, Trends in Amplification, 9, No. 4, s. 199–226.

Bućko M., 1997, *Zastosowanie systemów FM w rehabilitacji dzieci z uszkodzeniem słuchu*, Otoskop, 13(3), s. 12–16.

Bystrzanowska T., 1969, *Audiologia kliniczna*, PZWL, Warszawa.

Dillon H., 2012, *Hearing aids*, Thieme Publishers Stuttgart, Stuttgart.

Dillon H., Chinh T., Golding M., 2008, *Hearing aids for infants and children*, [w:] J.R. Madell, C. Flexer (red.), *Pediatric Audiology Diagnosis, Technology, and management*, Thieme Medical Publishers, Inc., New York, s. 168–182.

Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.

Lewis D.E., Eiten L.R., 2008, *Hearing Instrument Selection and Fitting in Children*, [w:] M. Valente, H. Hosford-Dunn, R.J. Roeses, *Audiology Treatment* Second Edition, Thieme Medical Publishers, Inc., New York.

Morcoux A., Hansen M., 2003, *Ensuring accuracy of the pediatric hearing aid fitting*, Trends in Amplification, 7, No. 1, s. 11–27.

Purdy S.C., Kelly A.S., 2008, *Auditory Evoked Response Testing in Infants and Children*, [w:] J.R. Madell, C. Flexer (red.), *Pediatric Audiology Diagnosis, Technology, and management*, Thieme Medical Publishers, Inc., New York, s. 132–144.

Scollie S., Seewald R., Cornelisse L., Moodie S., Bagatto M., Laurnagaray D., Beaulac S., Pumford J., 2005, *The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm*, Trends in Amplification, 9, No. 4, s. 159–197.

Seewald R.C., Moodie S., Collie S., Bagatto M., 2005, *The DSL for Pediatric Hearing Instrument Fitting: Historical Perspective and Current Issues*, Trends in Amplification, 9, No. 4, s. 145–157.

Skarżyński H., Hojan E., Wiskirska-Woźnica B., Szkiełkowska A., Obrębowski A., Rogowski M., Niedzielska G., Świdziński P., Olszewski Ł., 2011, *Wytyczne w zakresie doboru aparatów słuchowych u dzieci w wieku 0–4 roku życia*, <http://konsultant-krajowy.pl>, [dostęp: 18.07.2014].

WHO/PDH/97.3, 1997, Report of the Informal Working Group on Prevention of Deafness and Hearing Impairment Programme Planning WHO, Geneva 1991, With adaptation from Report of the First Informal Consultation on Future Programme Developments for the Prevention of Deafness and Hearing Impairment, World Health Organization, Geneva 23–24 January 1997.

EDWARD HOJAN, PIOTR ŚWIDZIŃSKI

PROTEZOWANIE SŁUCHU W WYBRANYCH PRZYPADKACH PATOLOGII

Należy różnicować ubytek słuchu związany z fizjologicznymi procesami starzenia się organizmu z niedosłuchem wywołanym czynnikami chorobowymi (Kulczyński, Pruszewicz, 2010). W procesie doboru aparatów słuchowych należy liczyć się z brakiem spójności w procesie słyszenia tonów czystych i rozumienia dźwięków mowy.

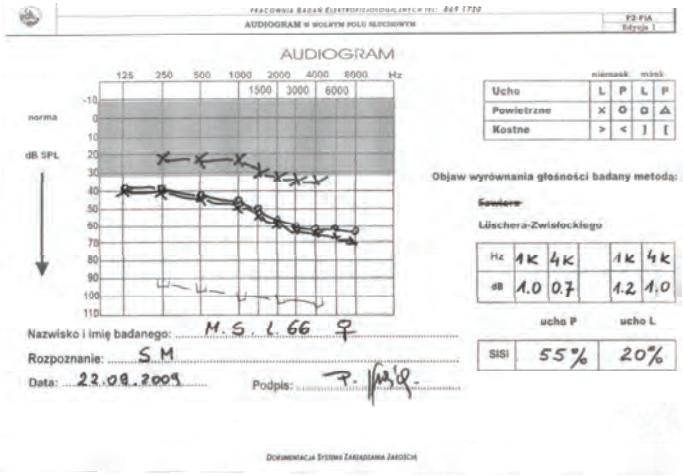
Poniżej opisano wybrane przypadki efektów protezowania w schorzeniach narządu słuchu o różnej etiologii.

SCHORZENIA NEUROLOGICZNE

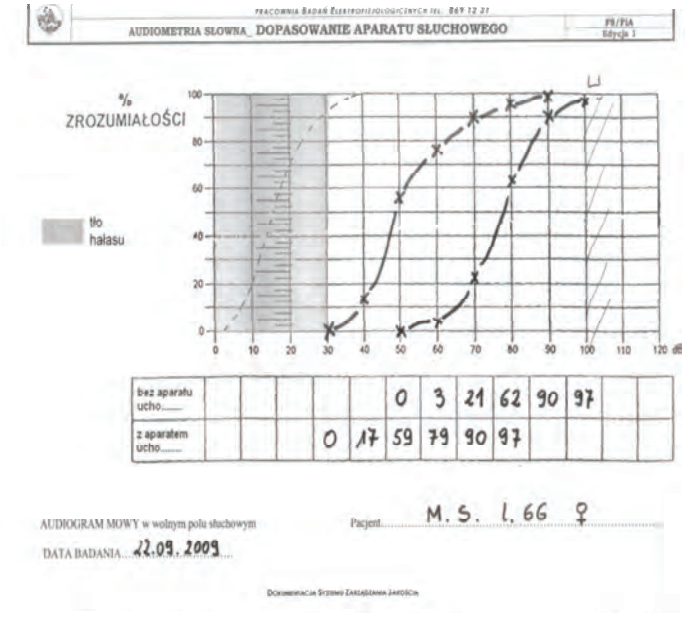
Wiele chorób neurologicznych, takich jak mózgowe porażenie dziecięce, miastenia, stwardnienie rozsiane, guzy kąta mostowo-móżdżkowego, dają objawy również niedosłuchów, które w większości przypadków są pod kontrolą lekarzy audiologów i foniatrów (Pruszewicz, Obrębowski, Świdziński, 1985; Pruszewicz i in., 1986). Typowy przykład protezowania niedosłuchu w przebiegu stwardnienia rozsianego przedstawiono poniżej.

Przypadek 1. Kobieta w wieku 66 lat, leczona w poradni neurologicznej od 26 lat z powodu stwardnienia rozsianego (*sclerosis multiplex*, SM). W badaniu audiometrycznym stwierdzony obustronny niedosłuch odbiorczy umiarkowany do średniego. Brak OWG+ (dodatniego objawu wyrównania głośności) w uchu lewym, niewielki objaw w uchu prawym w badaniach SISI i Lüchera–Zwisłockiego. W audiometrii słownej uzyskano próg rozumienia mowy przy 80 dB SPL, którego wartość w znacznym stopniu odbiegała od rejestrowanych

wartości progu słuchowego w audiometrii tonalnej. Dopasowany aparat słuchowy skorygował deficyt słyszenia do poziomu tła hałasu (30 dB SPL) w pomieszczeniu pomiarowym (ryc. 1) oraz polepszył zrozumienie mowy w stopniu znacznym (uzyskany próg rozumienia mowy wynosił 50 dB SPL) (ryc. 2).



Ryc. 1 Audiometria tonalna wykonana w wolnym polu słuchowym przed i po dopasowaniu aparatu słuchowego u 66-letniej pacjentki chorej na SM (*sclerosis multiplex*)

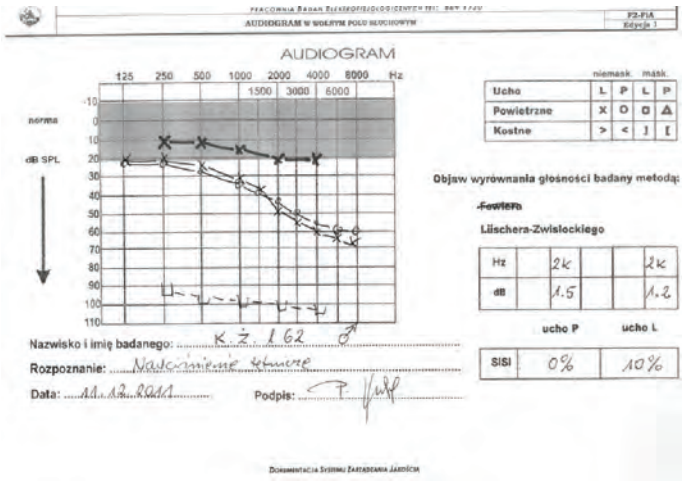


Ryc. 2 Audiometria mowy wykonana w wolnym polu słuchowym przed i po dopasowaniu aparatu słuchowego u 66-letniej pacjentki chorej na SM (*sclerosis multiplex*)

Być może spodziewano się lepszego rezultatu dopasowania aparatu słuchowego, niestety efekt demielinizacji włókien nerwowych na poziomie pnia mózgu i wyższych neuronów drogi słuchowej powoduje zaburzenia percepcji korowej, szczególnie sygnałów akustycznych o złożonych strukturach widmowych. W takiej sytuacji dopasowanie aparatu słuchowego należy uznać za poprawne.

SCHORZENIA OGÓLNOUSTROJOWE (NADCIŚNIENIE, CHOROBY NEREK, CUKRZYCA ITP.)

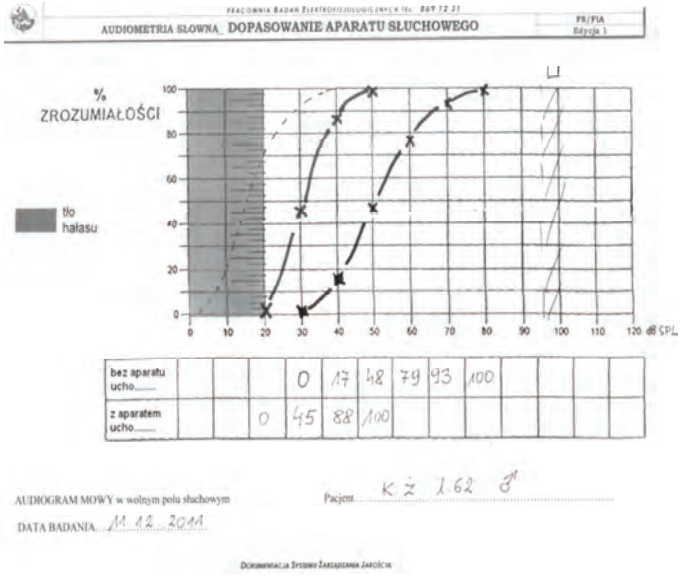
„Nadciśnienie tętnicze jest jednym z ważniejszych czynników powodujących uszkodzenie narządu słuchu. Dochodzi do niego wskutek zmian niedokrwiennych wynikających z przemodelowania ściany naczyniowej. Dodatkowo, niekorzystny wpływ na narząd słuchu wywierają niektóre leki stosowane w leczeniu nadciśnienia tętniczego" (Jędras, 2011). Poniżej opisano badania kontrolne w procesie dopasowania aparatu słuchowego u osoby z nadciśnieniem.



Ryc. 3 Audiometria tonalna wykonana w wolnym polu słuchowym przed i po dopasowaniu aparatu słuchowego u 62-letniego pacjenta z nadciśnieniem tętniczym

Przypadek 2. Pacjent lat 62 od wielu lat choruje na nadciśnienie, jest pod stałą kontrolą w poradni kardiologicznej. W badaniach audiometrycznych słuchu stwierdzono niedosłuch odbiorczy obustronny, symetryczny na poziomie 10 do 50 dB HL. W próbach nadprogowych nie stwierdzono OWG+,

w audiometrii słownej próg rozumienia wynosił 50 dB SPL, próg dyskryminacji 80 dB SPL. Po dopasowaniu aparatu słuchowego otrzymano progi słuchowe w wolnym polu słuchowym na poziomie normy (ryc. 3), próg rozumienia w audiometrii słownej wynosił 35 dB SPL (ryc. 4). Uzyskano bardzo dobry efekt percepcji słuchowej, tak dźwięków prostych, jak i złożonych, przy użyciu zastosowanej protezy słuchowej.

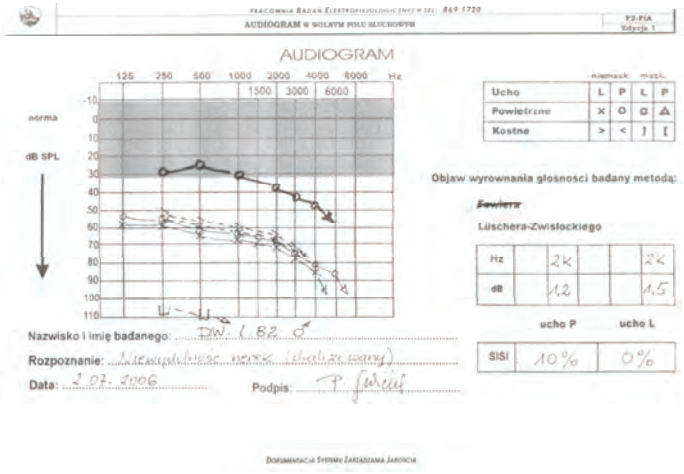


Ryc. 4. Audiometria mowy wykonana w wolnym polu słuchowym przed i po dopasowaniu aparatu słuchowego u 62-letniego pacjenta z nadciśnieniem tętniczym

Przewlekła niewydolność nerek może przyspieszać wystąpienie *presbyacusis*. Różna jest natomiast ocena słuchu u osób już dializowanych. Wielu autorów uważa, że prawidłowo przeprowadzona hemodializa nie przyczynia się do pogłębienia niedosłuchu. Niektórzy jednak sądzą, że takie pogorszenie słuchu u osób dializowanych ma miejsce (Jędras, 2011). Przykład osoby wielokrotnie protezowanej z niewydolnością nerek przedstawiono poniżej.

Przypadek 3. Pacjent lat 82, od 24 lat choruje na przewlekłą niewydolność nerek, od 3 lat jest pod stałą opieką Oddziału Dializ Kliniki Nefrologicznej. Obustronny niedosłuch wcześniej był wielokrotnie protezowany. Od trzech lat obserwuje się stopniowe pogorszenie słuchu do poziomu 50–80 dB HL. Uzyskany próg rozumienia mowy w audiometrii słownej wynosi 75 dB SPL, a próg dyskryminacji 100 dB SPL. Obserwuje się uszkodzenie pozaślimakowe słuchu (neurytyczne), o czym świadczy brak OWG+. Protezowanie słuchu przy użyciu

ciu wysokiej klasy aparatu słuchowego cyfrowego ośmiokanałowego daje efekt połowiczny. Dobry zysk z aparatu uzyskano w badaniu audiometrią tonalną (ryc. 5), niedostateczny w testach słownych (ryc. 6).

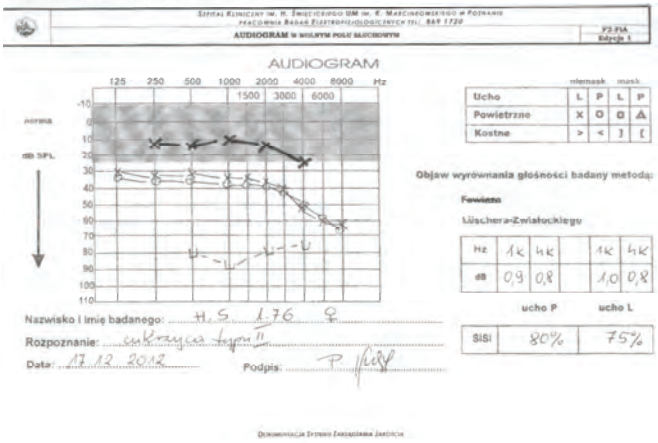


Ryc. 5. Audiometria tonalna wykonana w wolnym polu słuchowym przed i po dopasowaniu aparatu słuchowego u 82-letniego pacjenta dializowanego z powodu niewydolności nerek

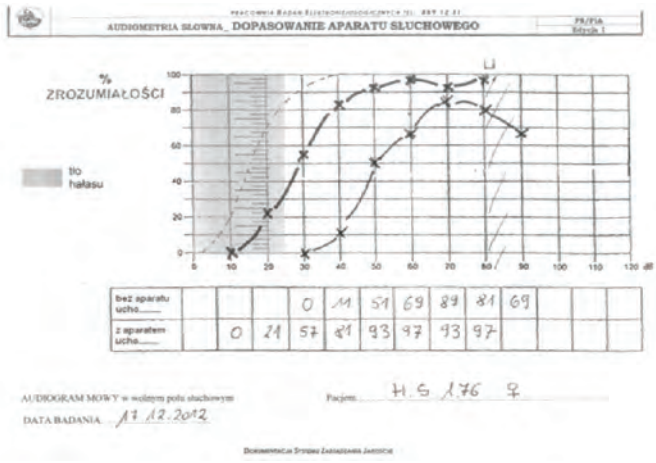


Ryc. 6. Audiometria mowy wykonana w wolnym polu słuchowym przed i po dopasowaniu aparatu słuchowego u 82-letniego pacjenta dializowanego z powodu niewydolności nerek

Typowe uszkodzenie słuchu w przebiegu cukrzycy to niedosłuch odbiorczy z lokalizacją ślimakową i/lub pozaślimakową. Stwierdzono, że w cukrzycy niedosłuch postępuje wraz z czasem trwania choroby i wiekiem chorego (Jędras, 2011). Przykład dopasowania aparatu słuchowego u osoby z cukrzycą przedstawiono poniżej.



Ryc. 7. Audiometria tonalna wykonana w wolnym polu słuchowym przed i po dopasowaniu aparatu słuchowego u 76-letniej chorej na cukrzycę typu II



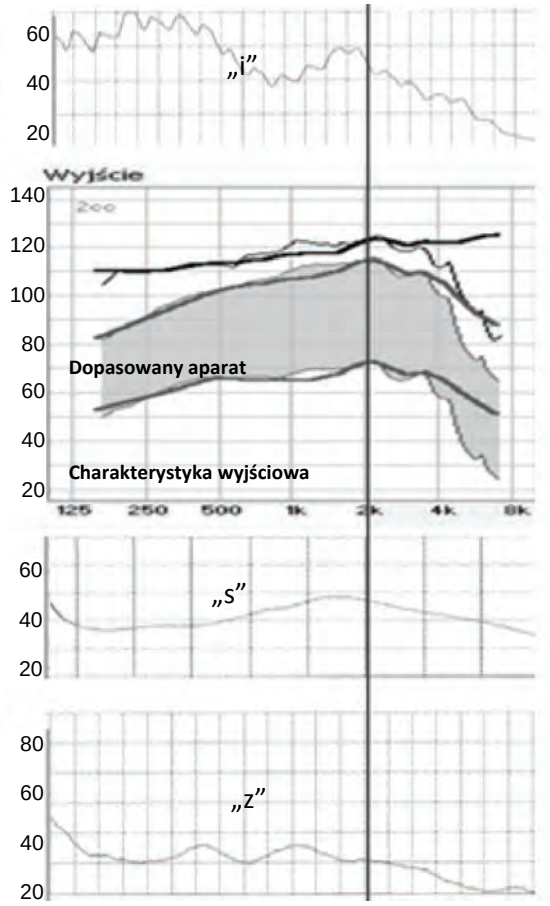
Ryc. 8. Audiometria mowy wykonana w wolnym polu słuchowym przed i po dopasowaniu aparatu słuchowego u 76-letniej chorej na cukrzycę typu II

Przypadek 4. Kobieta lat 76, od 12 lat choruje na cukrzycę typu II. Jest pod stałą kontrolą ośrodka diabetologicznego. Stan choroby wyrównany. W badaniach audiologicznych stwierdzono niedosłuch odbiorczy pochodzenia ślimakowego o głębokości od 25 do 60 dB HL. W audiometrii słownej nie uzyskano progu dyskryminacji, próg rozumienia wynosił 50 dB SPL. Po zastosowaniu aparatu słuchowego progi słuchowe w audiometrii tonalnej z wolnego pola (ryc. 7) pokrywały się z tłem hałasu w pomieszczeniu badawczym. W audiometrii słownej otrzymano próg rozumienia na poziomie 30 dB SPL i prawie osiągnięto próg dyskryminacji przy 60 dB SPL (ryc. 8). Krzywa zrozumiałości zmieniła swój pierwotny kształt z „dzwonowej" do łagodnie osiągającej prawie 100% zrozumiałości. Rezultat taki można było uzyskać dzięki najwyższej klasie aparatom słuchowym, których programowanie oparte jest na wynikach badań diagnostycznych progowych i nadprogowych.

ZABURZENIA FONACJI I ARTYKULACJI SPOWODOWANE NIEDOSŁUCHEM

Kompensacja niedosłuchu w opisanych przypadkach (audiometria tonalna) jest stosunkowo łatwa, natomiast uzyskanie lepszego rozumienia mowy to duże wyzwanie dla protetyka słuchu. Każdy z przedstawionych przypadków dotyczył osób dorosłych, u których stwierdzono wpływ choroby podstawowej – układowej na wzrost ubytek słuchu. W wielu przypadkach niedosłyszących osób starszych, z występującym brakiem rozumienia i identyfikacji słów, a także w przypadku małych dzieci, z zaburzeniami fonacji i artykulacji, dopasowanie aparatów musi być bardziej ukierunkowane. Oparte jest wówczas na dopasowaniu charakterystyki wyjściowej aparatu do wyników analizy akustycznej zaburzanych głosek. Na rycinie 9 pokazano charakterystykę wyjściową dopasowanego aparatu słuchowego oraz w tej samej skali (poziom natężenia w dB SPL i częstotliwość w Hz) widma samogłoski „i" oraz spółgłosek „s" i „z". Linia pionowa przeprowadzona dla częstotliwości 2 kHz obrazuje dla tego obszaru fakt złego dopasowania aparatu słuchowego. O ile samogłoska „i" słyszana jest wyraźnie przez ten aparat, o tyle spółgłoska „s" dominuje nad spółgłoską „z". Zatem pacjent będzie zawsze lepiej słyszeć spółgłoskę „s", a nie „z". Należałoby wyrównać charakterystykę wzmocnienia aparatu słuchowego w wąskim zakresie 2 kHz do przebiegu zbliżonego do płaskiego.

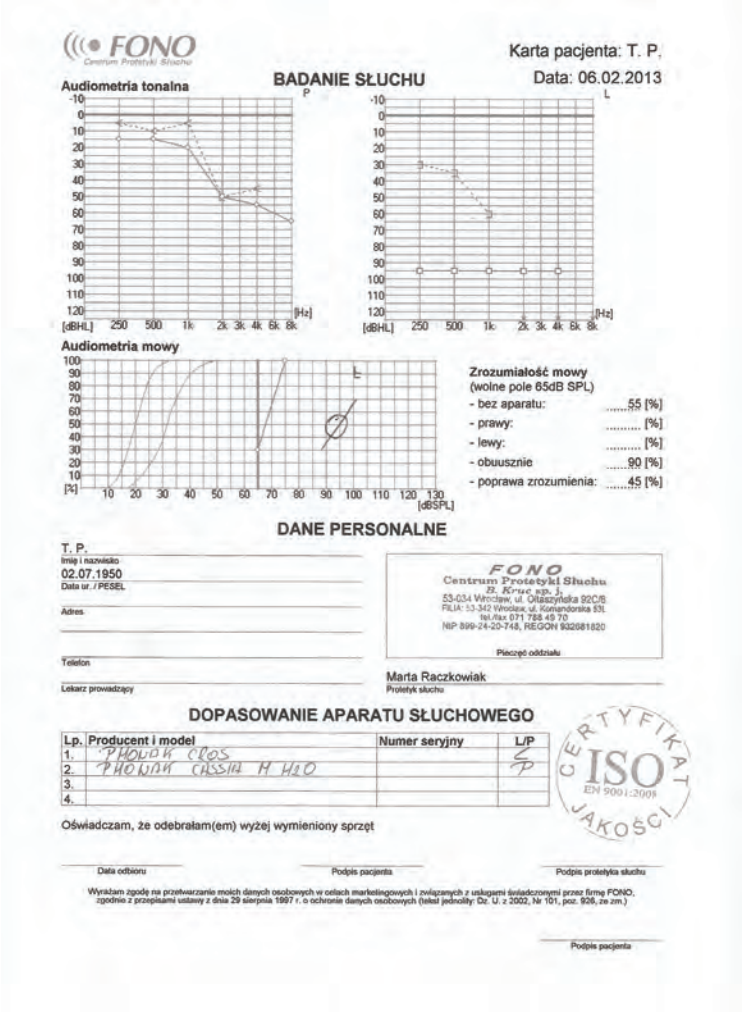
Bez przeprowadzenia odpowiednich korekt w procesie doboru aparatów słuchowych może się okazać, że pacjent dorosły nie będzie tolerować aparatu, a dziecko z zaburzeniami fonacji i artykulacji nie będzie rehabilitować się prawidłowo.



Ryc. 9. Charakterystyka wyjściowa aparatu słuchowego i widmowa samogłoski „i” oraz spółgłosek „s”, „z” w dopasowanej skali dB SPL i Hz, wykonane analizatorem Key Elemetrics

Kolejne przypadki ilustrują wybrane protezowania różnego rodzaju niedosłuchów zrealizowane w latach ubiegłych, które sprawdziły się w ocenie pacjentów na przestrzeni wielu lat.

Przypadek 5. Pacjentka urodzona w roku 1950, aktywna zawodowo. Głęboki niedosłuch ucha lewego od kilku lat. Szumy uszne zlokalizowane w uchu lewym. Przy odsłuchu słuchawkowym stwierdzono niedosłuch odbiorczy pochodzenia ślimakowego o głębokości od 15 do 65 dB HL w uchu prawym i niedosłuch na poziomie 95 dB HL w uchu lewym. Przy poziomie sygnału mowy 65 dB SPL zrozumienie jej było równe 30% na uchu prawym i 0% na uchu lewym. Badania zrozumiałości mowy, przeprowadzone w wolnym polu, przy sygnale o poziomie 65 dB SPL, dały wynik równy 55% (ryc. 10).


FONO
Centrum Protetyki Słuchu

Karta pacjenta: T. P.

BADANIE SŁUCHU

Data: 06.02.2013

Audiometria tonalna

P

L

[dBHL] 250 500 1k 2k 3k 4k 6k 8k [Hz]

Audiometria mowy

[%] [dBSPL]

Zrozumiałość mowy
(wolne pole 65dB SPL)
- bez aparatu: 55 [%]
- prawy: [%]
- lewy: [%]
- obuusznie 90 [%]
- poprawa zrozumienia: 45 [%]

DANE PERSONALNE

T. P.
Imię i nazwisko
02.07.1950
Data ur. / PESEL
Adres
Telefon
Lekarz prowadzący

FONO
Centrum Protetyki Słuchu
Sp. Z-o.o. sp. j.
53-034 Wrocław, ul. Otaszyńska 92C/6
FILIA: 53-342 Wrocław, ul. Komandorska 93L
tel./fax 071 788 45 70
NIP 899-24-20-748, REGON 932681820
Pieczęć oddziału

Marta Raczkowiak
Protetyk słuchu

DOPASOWANIE APARATU SŁUCHOWEGO

Lp.	Producent i model	Numer seryjny	L/P
1.	PHONAK CROS		P
2.	PHONAK CASSIA M H2O		
3.			
4.			

CERTYFIKAT JAKOŚCI ISO EN 9001:2008

Oświadczam, że odebrałam(em) wyżej wymieniony sprzęt

Data odbioru
Podpis pacjenta
Podpis protetyka słuchu

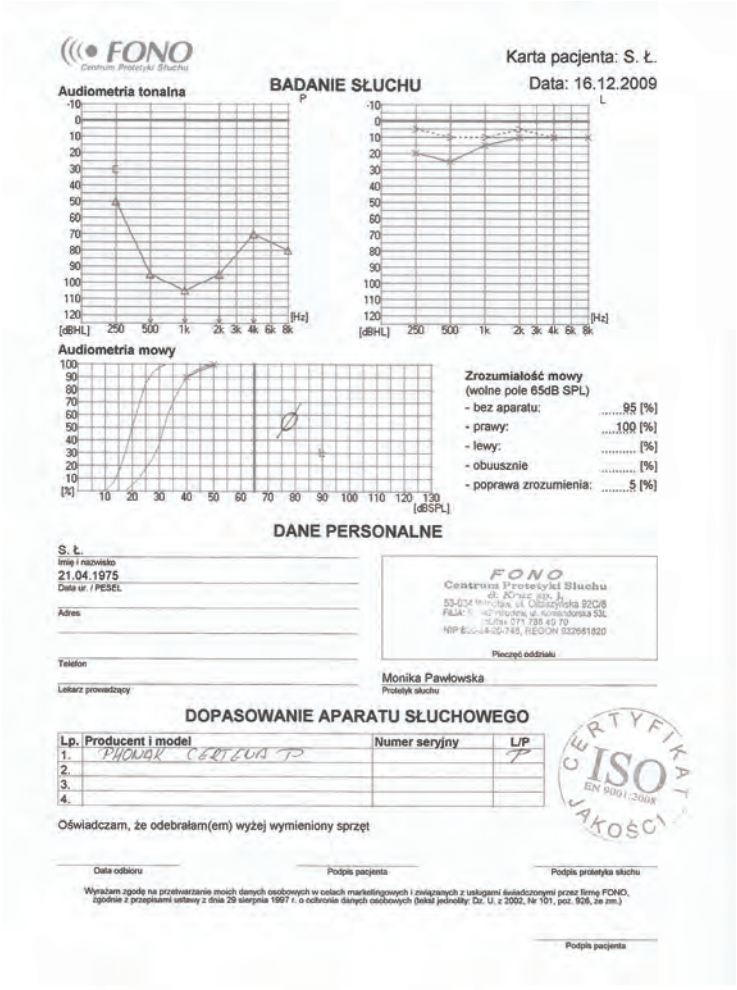
Wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych osobowych w celach marketingowych i związanych z usługami świadczonymi przez firmę FONO, zgodnie z przepisami ustawy z dnia 29 sierpnia 1997 r. o ochronie danych osobowych (tekst jednolity: Dz. U. z 2002, Nr 101, poz. 926, ze zm.)

Podpis pacjenta

Ryc. 10. Wyniki badań audiometrycznych

Ostatnio problemy związane ze zrozumieniem nawet bardzo głośnej mowy nasilały się w obecności dodatkowych zakłóceń akustycznych. Zastosowano system BICROS firmy Phonak (UP-Cassia MH2O, UL-Cross Phonak). Powtórzone badania zrozumiałości mowy, przeprowadzone w wolnym polu w aparatach słuchowych, przy sygnale o poziomie 65 dB SPL, dały wynik równy 90%, a więc uzyskano zysk zrozumiałości mowy równy 45%. Pacjentka wskazała na wyraźną poprawę zrozumiałości mowy w obecności dodatkowych zakłóceń akustycznych.

Przykład 6. Pacjentka urodzona w roku 1975, czynna zawodowo. Nagła głuchota ucha prawego wraz z pojawieniem się szumów usznych o różnym nasileniu. Przy odsłuchu słuchawkowym stwierdzono niedosłuch typu mieszanego w uchu lewym od 25 do 10 dB HL, w uchu prawym głuchotę na poziomie do 105 dB HL. Przy poziomie sygnału mowy równym 50 dB SPL zrozumienie jej było równe 100% na uchu lewym i 0% na uchu prawym (ryc. 11). Badania zrozumiałości mowy, przeprowadzone w wolnym polu, przy sygnale o poziomie 65 dB SPL, dały wynik równy 95%.


FONO
Centrum Protetyki Słuchu

Karta pacjenta: S. Ł.

BADANIE SŁUCHU

Data: 16.12.2009

Audiometria tonalna

P

L

[dBHL] 250 500 1k 2k 3k 4k 6k 8k [Hz]

Audiometria mowy

[%] 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100 110 120 130 [dBSPL]

Zrozumiałość mowy
(wolne pole 65dB SPL)
- bez aparatu: 95 [%]
- prawy: 100 [%]
- lewy: [%]
- obuusznie [%]
- poprawa zrozumienia: 5 [%]

DANE PERSONALNE

S. Ł.
Imię i nazwisko
21.04.1975
Data ur. / PESEL
Adres
Telefon
Lekarz prowadzący

FONO
Centrum Protetyki Słuchu
ul. Różyckiego 93, I p.
53-034 Wrocław, ul. Oblężnicza 82C/8
FILIA: 97-300 Piotrków, ul. Konstantynowska 53L
tel./fax 071 786 49 70
NIP 899-18-20-745, REGON 932661820
Pieczęć oddziału

Monika Pawłowska
Protetyk słuchu

DOPASOWANIE APARATU SŁUCHOWEGO

Lp.	Producent i model	Numer seryjny	L/P
1.	PHONAK CERTEUS SP		P
2.			
3.			
4.			

CERTYFIKAT ISO EN 9001:2008 JAKOŚCI

Oświadczam, że odebrałam(em) wyżej wymieniony sprzęt

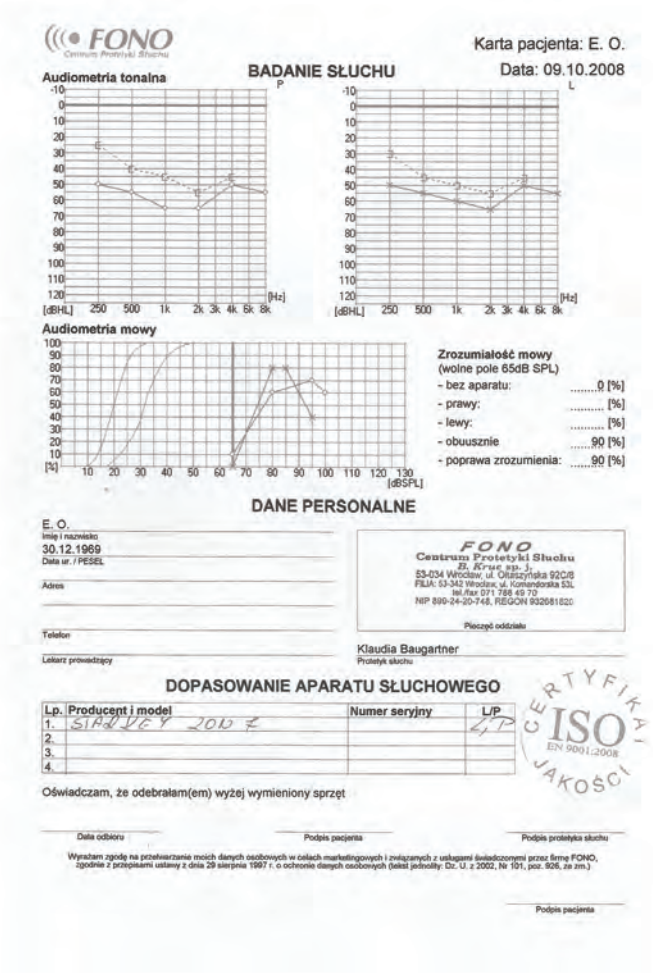
Data odbioru
Podpis pacjenta
Podpis protetyka słuchu

Wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych osobowych w celach marketingowych i związanych z usługami świadczonymi przez firmę FONO, zgodnie z przepisami ustawy z dnia 29 sierpnia 1997 r. o ochronie danych osobowych (tekst jednolity: Dz. U. z 2002, Nr 101, poz. 926, ze zm.)

Podpis pacjenta

Ryc. 11. Wyniki badań audiometrycznych

Odnotowano również intensyfikację problemów związanych z obecnością szumów usznych. Zaproponowano system CROS i w kolejności protezowanie ucha prawego (Phonak – Certena P). Powtórzone badania zrozumiałości mowy, przeprowadzone w wolnym polu, przy sygnale o poziomie 65 dB SPL, dały wynik równy 100%. Uzyskano zatem niewielki zysk zrozumiałości mowy równy 5%. Najistotniejsze było jednak to, że pacjentka wskazała jednocześnie na wyraźną poprawę zrozumiałości mowy w obecności dodatkowych zakłóceń akustycznych, poprawę percepcji kierunkowej oraz zmniejszenie uciążliwości szumów usznych, co dla niej było niezwykle ważne.


FONO
Centrum Protetyki Słuchu

Karta pacjenta: E. O.

BADANIE SŁUCHU

Data: 09.10.2008

Audiometria tonalna

P

L

[dBHL] 250 500 1k 2k 3k 4k 6k 8k [Hz]

Audiometria mowy

[%] [dBSPL]

Zrozumiałość mowy
(wolne pole 65dB SPL)
- bez aparatu: 0 [%]
- prawy: [%]
- lewy: [%]
- obuusznie 90 [%]
- poprawa zrozumienia: 90 [%]

DANE PERSONALNE

E. O.
Imię i nazwisko
30.12.1969
Data ur. / PESEL
Adres
Telefon
Lekarz prowadzący

FONO
Centrum Protetyki Słuchu
Sp. z o.o. sp. k.
53-034 Wrocław, ul. Olszewska 92C/8
FILIA: 53-342 Wrocław, ul. Komandorska 53L
tel./fax 071 786 49 70
NIP 899-24-20-748, REGON 932681820
Pieczęć oddziału

Klaudia Baugartner
Protetyk słuchu

DOPASOWANIE APARATU SŁUCHOWEGO

Lp.	Producent i model	Numer seryjny	L/P
1.	SIARDEY 201 F		L/P
2.			
3.			
4.			

CERTYFIKAT ISO EN 9001:2008 JAKOŚCI

Oświadczam, że odebrałam(em) wyżej wymieniony sprzęt

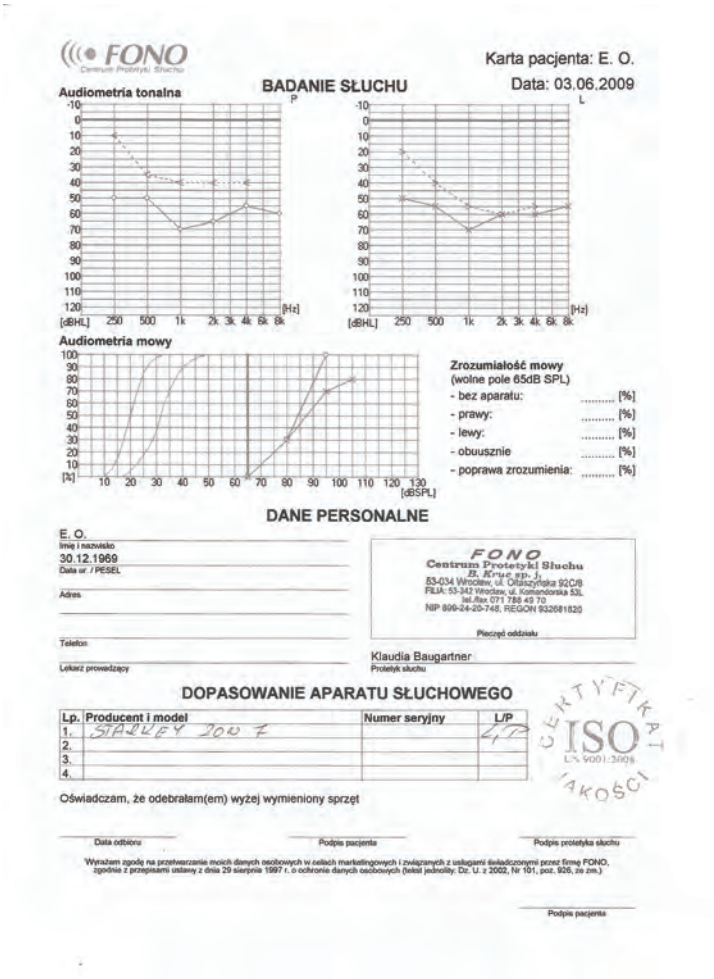
Data odbioru Podpis pacjenta Podpis protetyka słuchu

Wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych osobowych w celach marketingowych i związanych z usługami świadczonymi przez firmę FONO, zgodnie z przepisami ustawy z dnia 29 sierpnia 1997 r. o ochronie danych osobowych (tekst jednolity: Dz. U. z 2002, Nr 101, poz. 926, ze zm.)

Podpis pacjenta

Ryc. 12. Wyniki badań audiometrycznych

Przykład 7. Pacjentka urodzona w roku 1969 r., aktywna zawodowo. W październiku 2008 r. zgłosiła się do lekarza z objawem nagłego pogorszenia słuchu (ryc. 12).


FONO
Centrum Protetyki Słuchu

Karta pacjenta: E. O.
Data: 03.06.2009

BADANIE SŁUCHU

Audiometria tonalna

P

L

[dBHL] 250 500 1k 2k 3k 4k 6k 8k [Hz]

Audiometria mowy

[%] [dBSPL]

Zrozumiałość mowy
(wolne pole 65dB SPL)
- bez aparatu: ..... [%]
- prawy: ..... [%]
- lewy: ..... [%]
- obuusznie ..... [%]
- poprawa zrozumienia: ..... [%]

DANE PERSONALNE

E. O.
Imię i nazwisko
30.12.1969
Data ur. / PESEL
Adres
Telefon
Lekarz prowadzący

FONO
Centrum Protetyki Słuchu
Sp. K-ka sp. j.
53-034 Wrocław, ul. Oławska 92C/8
FILIA: 53-342 Wrocław, ul. Komandorska 53L
tel./fax 071 788 49 70
NIP 899-24-20-748, REGON 932681820
Pieczęć oddziału

Klaudia Baugartner
Protetyk słuchu

DOPASOWANIE APARATU SŁUCHOWEGO

Lp.	Producent i model	Numer seryjny	L/P
1.	STARKEY 200 7		L/P
2.			
3.			
4.			

Oświadczam, że odebrałam(em) wyżej wymieniony sprzęt

Data odbioru Podpis pacjenta Podpis protetyka słuchu

Wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych osobowych w celach marketingowych i związanych z usługami świadczonymi przez firmę FONO, zgodnie z przepisami ustawy z dnia 29 sierpnia 1997 r. o ochronie danych osobowych (tekst jednolity: Dz. U. z 2002, Nr 101, poz. 926, ze zm.)

Podpis pacjenta

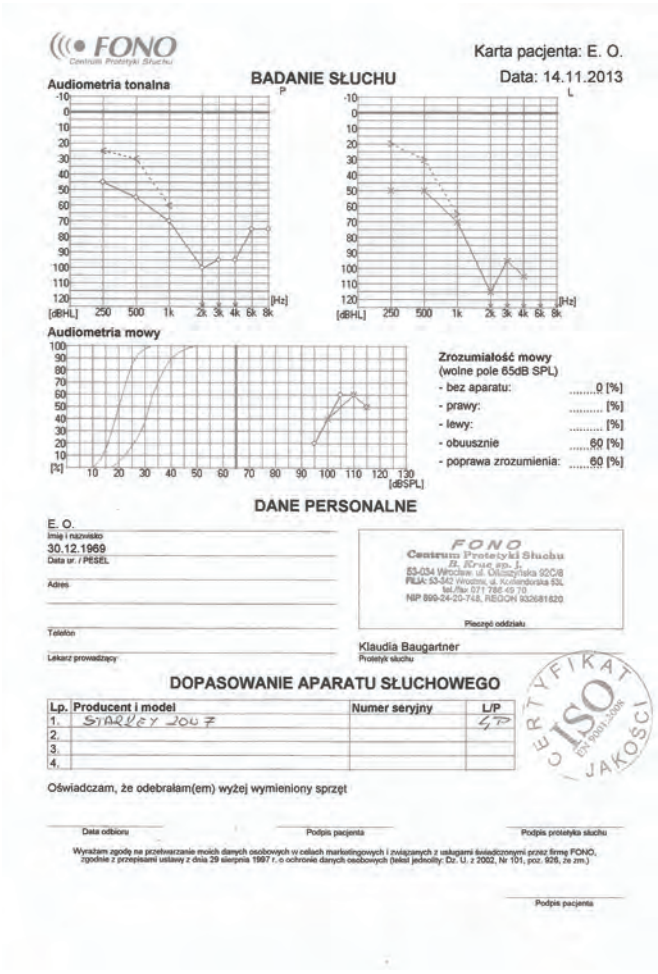
CERTYFIKAT ISO JAKOŚCI

Ryc. 13. Wyniki badań audiometrycznych

Stwierdzono obustronny niedosłuch odbiorczy pochodzenia ślimakowego o głębokości od 50 do 65 dB HL. Próg zrozumienia mowy SRT wynosił 80 dB SPL dla ucha prawego i 80 dB SPL dla ucha lewego. W obu przypadkach krzywe zrozumiałości miały kształt krzywej „dzwonowej", nie osiągając 100% zrozumiałości. Protezowanie obuuszne w systemie otwartym (Zon7 – Starkey) dało poprawę zrozumiałości mowy o 90%. Kolejne badania audiologiczne w czerwcu 2009 r. wskazały na utrzymujący się wynik w badaniach audiometrii tonal-

nej i niestety pogarszające się wyniki badań zrozumiałości mowy, wyrażane wartościami SRT dla ucha prawego i lewego (ryc. 13). Zmienił się przebieg krzywych zrozumiałości mowy.

Trend zmian okazał się trwały, co potwierdziły badania z listopada 2013 r. (ryc. 14). Postępujący niedosłuch uwidocznił się szczególnie w zakresie powyżej 1 kHz. Próg zrozumienia mowy SRT wynosił 95 dB SPL dla ucha prawego i 100 dB SPL dla ucha lewego. W obu przypadkach krzywe zrozumiałości miały kształt krzywej „dzwonowej", leżąc znacznie poniżej 100% zrozumiałości. Protezowanie obuuszne w systemie otwartym (Zon7 – Starkey) dawało już tylko poprawę zrozumiałości mowy o 60%.


FONO
Centrum Protetyki Słuchu

Karta pacjenta: E. O.

BADANIE SŁUCHU

Data: 14.11.2013

Audiometria tonalna

P

L

[dBHL] 250 500 1k 2k 3k 4k 6k 8k [Hz]

Audiometria mowy

[%] [dBSPL]

Zrozumiałość mowy
(wolne pole 65dB SPL)
- bez aparatu: 0 [%]
- prawy: ..... [%]
- lewy: ..... [%]
- obuusznie 60 [%]
- poprawa zrozumienia: 60 [%]

DANE PERSONALNE

E. O.
Imię i nazwisko
30.12.1969
Data ur. / PESEL
Adres
Telefon
Lekarz prowadzący

FONO
Centrum Protetyki Słuchu
53-034 Wrocław, ul. Odrzyńska 92C/8
FILIA: 53-342 Wrocław, ul. Kwiatkowska 53L
tel./fax 071 786 49 70
NIP 899-24-20-748, REGON 932681820
Pieczęć oddziału

Klaudia Baugartner
Protetyk słuchu

DOPASOWANIE APARATU SŁUCHOWEGO

Lp.	Producent i model	Numer seryjny	L/P
1.	STARKEY 2047		LP
2.			
3.			
4.			

CERTYFIKAT ISO JAKOŚCI

Oświadczam, że odebrałam(em) wyżej wymieniony sprzęt

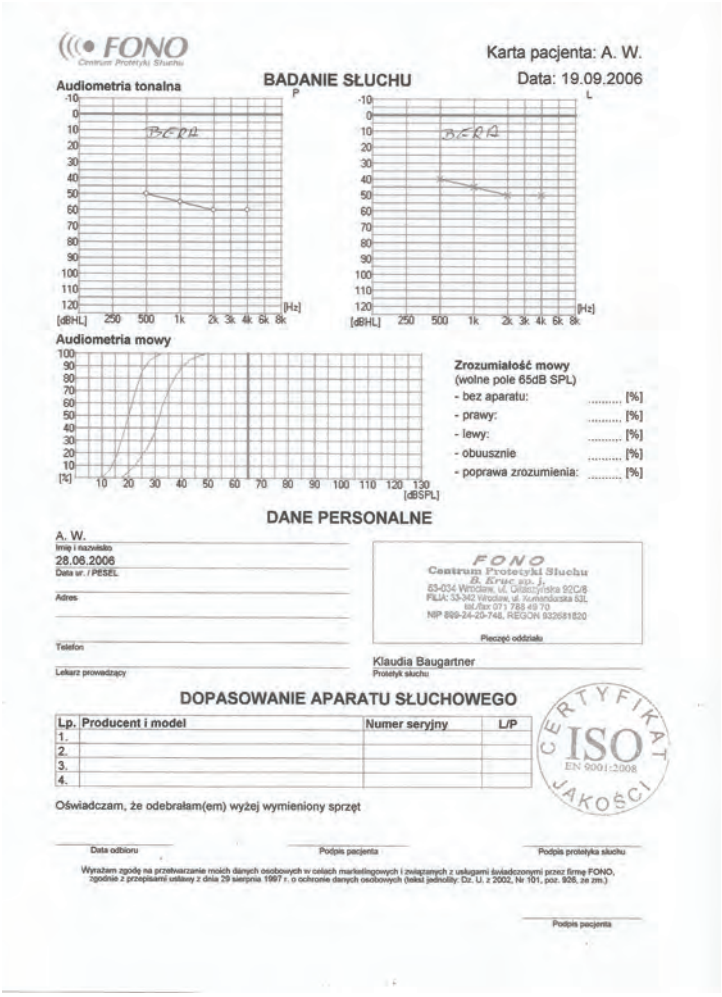
Data odbioru Podpis pacjenta Podpis protetyka słuchu

Wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych osobowych w celach marketingowych i związanych z usługami świadczonymi przez firmę FONO, zgodnie z przepisami ustawy z dnia 29 sierpnia 1997 r. o ochronie danych osobowych (tekst jednolity: Dz. U. z 2002, Nr 101, poz. 926, ze zm.)

Podpis pacjenta

Ryc. 14. Wyniki badań audiometrycznych

Przykład 8. Dziewczynka, urodzona 28.06.2006 r., obustronna artrezja i microtia. Badania BERA – trzask, wraz z interpolacją wartości dla częstotliwości 500 i 1000 Hz (Kochanek, 2000) – rycina 15.


FONO
Centrum Protetyki Słuchu

Karta pacjenta: A. W.
Data: 19.09.2006

BADANIE SŁUCHU

Audiometria tonalna

P

L

BERA

[dBHL] 250 500 1k 2k 3k 4k 6k 8k [Hz]

Audiometria mowy

[%] [dBSPL]

Zrozumiałość mowy
(wolne pole 65dB SPL)
- bez aparatu: ..... [%]
- prawy: ..... [%]
- lewy: ..... [%]
- obuusznie ..... [%]
- poprawa zrozumienia: ..... [%]

DANE PERSONALNE

A. W.
Imię i nazwisko
28.06.2006
Data ur. / PESEL
Adres
Telefon
Lekarz prowadzący

FONO
Centrum Protetyki Słuchu
S. Kruc sp. j.
53-034 Wrocław, ul. Ustrońska 92C/8
FILIA: 53-342 Wrocław, ul. Komandorska 53L
tel./fax 071 783 49 70
NIP 899-24-20-746, REGON 932681820
Pieczęć oddziału

Klaudia Baugartner
Protetyk słuchu

DOPASOWANIE APARATU SŁUCHOWEGO

Lp.	Producent i model	Numer seryjny	L/P
1.			
2.			
3.			
4.			

CERTYFIKAT ISO EN 9001:2008 JAKOŚCI

Oświadczam, że odebrałam(em) wyżej wymieniony sprzęt

Data odbioru Podpis pacjenta Podpis protetyka słuchu

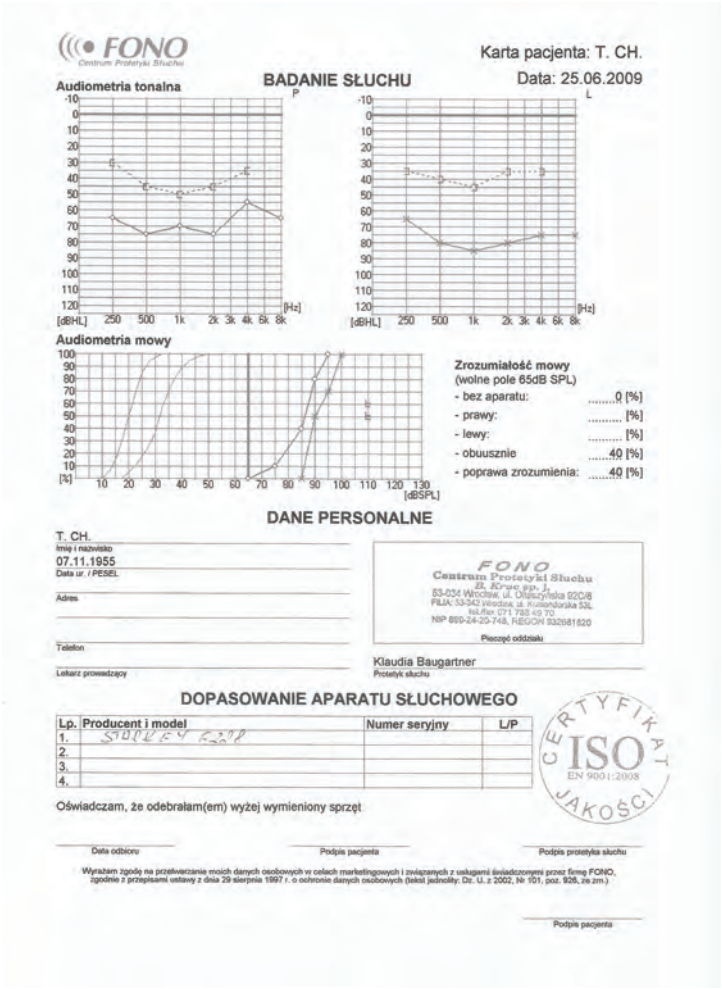
Wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych osobowych w celach marketingowych i związanych z usługami świadczonymi przez firmę FONO, zgodnie z przepisami ustawy z dnia 29 sierpnia 1997 r. o ochronie danych osobowych (tekst jednolity: Dz. U. z 2002, Nr 101, poz. 926, ze zm.)

Podpis pacjenta

Ryc. 15. Wyniki badań audiometrycznych

Protezowanie (06.12.2006), binauralne, aparat kostny typu pałąk z dwoma wibratorami. Ocena rodziców – bardzo pozytywna, normalny rozwój dziecka.

Przykład 9. Kobieta urodzona 07.11.1955 r., ubytek obustronny, zrozumiałość mowy 0% (bez aparatu, wolne pole, sygnał mowy na poziomie 65 dB SPL) – rycina 16.


FONO
Centrum Protetyki Słuchu
Karta pacjenta: T. CH.
BADANIE SŁUCHU
Data: 25.06.2009
Audiometria tonalna
P
L
[dBHL] 250 500 1k 2k 3k 4k 6k 8k [Hz]
Audiometria mowy
[%]
[dBSPL]
Zrozumiałość mowy
(wolne pole 65dB SPL)
- bez aparatu: 0 [%]
- prawy: [%]
- lewy: [%]
- obuusznie 40 [%]
- poprawa zrozumienia: 40 [%]
DANE PERSONALNE
T. CH.
Imię i nazwisko
07.11.1955
Data ur. / PESEL
Adres
Telefon
Lekarz prowadzący
FONO
Centrum Protetyki Słuchu
Pieczęć oddziału
Klaudia Baugartner
Protetyk słuchu
DOPASOWANIE APARATU SŁUCHOWEGO
Lp. Producent i model Numer seryjny L/P
1. SIGNIA 5 CP
2.
3.
4.
CERTYFIKAT ISO EN 9001:2008 JAKOŚCI
Oświadczam, że odebrałam(em) wyżej wymieniony sprzęt
Data odbioru
Podpis pacjenta
Podpis protetyka słuchu
Wyrażam zgodę na przetwarzanie moich danych osobowych w celach marketingowych i związanych z usługami świadczonymi przez firmę FONO, zgodnie z przepisami ustawy z dnia 29 sierpnia 1997 r. o ochronie danych osobowych (tekst jednolity: Dz. U. z 2002, Nr 101, poz. 926, ze zm.)
Podpis pacjenta

Ryc. 16. Wyniki badań audiometrycznych

Przewlekłe zapalenie uszu od 1996 r. Ucho lewe – dwukrotna myringoplastyka (1998, 1999) oraz myringoossikuloplastyka (2003, 2004). Ucho prawe – pacjentka nie wyraziła zgody na operację. Brak poprawy po operacjach. Protezowanie (10.08.2009), binauralne, aparat kostny typu okularowego z dwoma wibratorami. Ocena – bardzo pozytywna, poprawa zrozumienia mowy o 40%.

Bibliografia

Betlejewski S., 2006, *Niedosłuch związany z wiekiem (presbyacusis) jako problem społeczny*, Otolaryngologia Polska, LX, 6, s. 883–886.

Hojan E., 2014, *Przykłady 5–9*, Fono Centrum Protetyki Słuchu, Wrocław.

Jędras M., 2011, *Wpływ schorzeń ogólnoustrojowych na przebieg presbyacusis*, Uniwersytet Medyczny im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań [pr. dokt.].

Kochanek K., 2000, *Ocena progu słyszenia za pomocą słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu w zakresie częstotliwości 500–4000 Hz*, Akademia Medyczna, Warszawa [pr. hab.].

Kulczyński B., Pruszewicz A., 2010, *Głuchota starcza (presbyacusis)*, [w:] A. Pruszewicz, A. Obrębowski (red.), *Audiologia kliniczna. Zarys*, Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań, s. 417–422.

Mały Rocznik Statystyczny Polski 2009, GUS, Warszawa, s. 195.

Pruszewicz A., Obrębowski A., Świdziński P., 1985, *Die Stapediusreflexuntersuchung bei Patienten mit Myasthenia gravis*, Proceed. XII UEP Congress, Poznań, s. 110–113.

Pruszewicz A., Wender M., Świdziński P., Pruchnik-Grabowska D., 1986, *Comparison of electric response audiometry with results of other audiological and psychophysical tests in multiple sclerosis patients*, Wiss. Z. Univ. Halle, XXXV'86 M, H, 6, s. 82–84.

Świdziński P., 2014, *Przykłady 1–4*, Klinika Audiologii i Foniatrii UM w Poznaniu, Poznań.

EDWARD HOJAN

REHABILITACJA PO DOPASOWANIU POMOCY SŁUCHOWEJ

1. PROCESY ADAPTACYJNE

Osoba słabosłysząca, która trafia do punktu protetycznego po raz pierwszy, jest pełna sceptycyzmu i obaw o możliwości rozwiązania jej problemu. Nie bardzo wierzy w to, że można jej skutecznie pomóc. Przy takim nastawieniu każda sytuacja wywołana na przykład zbyt pospiesznym przeprowadzeniem procedury dopasowania aparatu, nieuwzględnieniem oczekiwań pacjenta, zbyt głośnym ustawieniem aparatu, dyskomfortem wkładki prowadzi często do pogłębienia stresu i w rezultacie do rezygnacji z protezowania. Te wszystkie fakty zmuszają protetyka słuch do szczególnie starannego potraktowania każdej uwagi osoby słabosłyszącej, formułowanej w ramach wywiadu (patrz *Protetyka słuchu – co dalej?*). Jednocześnie należy takiej osobie uświadomić, że podejmowana próba przywrócenia jej utraconego częściowo (lub prawie całkowicie) świata dźwięków będzie pewnym procesem wymagającym czasu, a z jej strony cierpliwości i akceptacji nowych wrażeń dźwiękowych. Efekty pozytywne muszą być zdecydowanie większe od negatywnych, związanych na przykład ze wzmocnieniem dźwięków „niepożądanych", takich jak szum otoczenia czy brzęk tłuczonego szkła. Te dźwięki niepożądane w rzeczywistości są dźwiękami, które słyszy każda osoba o słuchu normalnym i które w przeszłości słyszała też osoba obecnie testująca aparat słuchowy. Ona jednak już o tych dźwiękach zapomniała, dla niej są one nowe i przy tym irytujące. Dotyczy to w szczególności dźwięków o wysokich składowych częstotliwościowych. Te składowe mają jednak istotny udział w prawidłowym zrozumieniu mowy i przyjemnym brzmieniu dźwięku. Protetyk słuchu musi te fakty tłumaczyć, a jednocześnie tak

dopasować aparat słuchowy danej osobie, by efekty te zoptymalizować. Ta optymalizacja dotyczy przede wszystkim doboru wielkości wzmocnienia sygnału, który w praktyce odbiega od wzmocnienia definiowanego przez tak zwaną krzywą docelową wzmocnienia, niezależnie od zastosowanej formuły jej obliczenia. Problem ten dotyczy głównie osób słabosłyszących, którym po raz pierwszy dopasowywany jest aparat słuchowy. Jest on znany jednak także długoletnim użytkownikom aparatów. Każdy przypadek należy traktować indywidualnie, uwzględniając takie parametry, jak: wiek, płeć, oczekiwania użytkownika w konkretnych sytuacjach życia codziennego, cechy kognitywne (m.in. zdolność spostrzegania zmian, uczenia się, rozwiązywania problemów, upodobania akceptujące postęp techniczny, otwartość na różnego rodzaju nowości itd.). Obecnie nie ma niestety wyników badań, które jednoznacznie wskazywałyby protetykowi słuchu konkretną drogę rozwiązania tego problemu (Kiessling i in., 2012).

Producenci aparatów słuchowych wprowadzili wiele rozwiązań technologicznych, które pozwalają osobie słabosłyszącej po raz pierwszy korzystającej z aparatu powoli przyzwyczajać się do nowych wrażeń dźwiękowych. Zaliczyć do nich należy szczególnie wszystkie strategie obróbki sygnału, które poprawiają zrozumiałość mowy w obecności zakłóceń akustycznych, tłumią dźwięki niepożądane, gwarantują naturalną jakość percepcji (Warncke, 2012). Wprowadzone tak zwane poziomy akceptacji umożliwiają protetykowi słuchu w procesie dopasowania aparatu rozłożyć w czasie dobór odpowiedniego, akceptowanego wzmocnienia całkowitego sygnału. Pomagają w tym takie systemy, jak DataLogging, DataLearning, DataSound (patrz *Współczesne rozwiązania technologiczne w aparatach słuchowych*).

Obecnie konieczne staje się uwzględnienie szybkiego rozwoju technik związanych ze sterowaniem różnego rodzaju urządzeń głosem, w wielu przypadkach syntetycznym. Aparat słuchowy stanie się jednym z wielu ogniw sieci informatycznej pomijającej między innymi klawiaturę, ekrany dotykowe, a wykorzystującej jedynie głos jako sygnał sterujący (Porath, 2012).

2. TRENING SŁUCHOWY

Trening słuchowy to kształcenie i rozwijanie słuchu osoby słabosłyszącej obejmujące specjalistyczne ćwiczenia, których celem jest polepszenie sprawności analizatora słuchowego, percypowania różnego rodzaju dźwięków, przede wszystkim sygnałów mowy. Jest to jedna z procedur audioterapii (Knaepper, 2013).

Głównym zadaniem treningu słuchowego jest uwrażliwienie narządu słuchu, pobudzenie uwagi akustycznej, ponowne wprowadzenie w świat dźwięków. Proces ten powinien uwzględniać nie tylko wielkość niedosłuchu, ale także wiele parametrów kognitywnych osoby słabosłyszącej, przy możliwej obserwacji postępów w rehabilitacji (Sullivan, 2014).

Niezwykle ważna jest anamneza wyprzedzająca rozpoczęcie nie tylko procesu rehabilitacji słuchu, ale i doboru oraz dopasowania pomocy słuchowej (Seubert, 2014).

Dobór metod rehabilitacji słuchu i mowy, czas trwania tego procesu, jego intensywność i uzyskiwane rezultaty zależne są między innymi od takich czynników (określonych w wyniku anamnezy), jak: wiek pacjenta, czas trwania niedosłuchu, stopień opanowania mowy przed utratą słuchu, poziom inteligencji pacjenta i jego otoczenia, czas rehabilitacji, okres, w którym już wcześniej używał aparatów słuchowych (Geers, 1992).

Znanych jest wiele „terapii słuchowych" (TERZO, BENAUDRIA, AUDIVA, RENOMA, TOMATIS itd.), które proponują różne procedury treningu słuchowego, prowadzonego zarówno przez lekarzy (laryngologów, audiologów, foniatrów), jak i protetyków słuchu. Pomimo że liczne prace dotyczące tego zagadnienia prowadzone są od roku 1970, ciągle jeszcze nie ma jednoznacznych wskazówek co do wielu aspektów treningu słuchowego.

Dyskutuje się między innymi moment podjęcia treningu słuchowego – już w trakcie doboru i dopasowania aparatu słuchowego czy dopiero po okresie aklimatyzacji (Hasso von Wedel, 2013). W podrozdziałach 2.1 i 2.2 zaprezentowano dostępne w języku polskim dwie procedury reprezentujące te dwa różne podejścia.

Ustalono, że podstawą rozwoju percepcji w toku rehabilitacji jest wieloetapowy trening słuchowy bądź wychowanie słuchowe oparte na dźwiękach przedmiotowych, przede wszystkim na dźwiękach mowy (Olson i in., 2013).

W ramach wychowania słuchowego stosuje się wszystkie środki pedagogiczne, które wykorzystują resztki słuchu dzieci. Wychowanie słuchowe kształtuje i rozwija język.

Trening słuchowy stosowany jest natomiast w pracy z dziećmi bądź osobami dorosłymi z postlingwalną utratą słuchu. Podstawą ćwiczeń słuchu jest aktualny stan mowy oraz zachowana pamięć doznań słuchowych. W treningu słuchowym kształcenie słuchu opiera się na istniejącym stopniu opanowania mowy.

Największe trudności napotyka rehabilitacja u dzieci, które urodziły się z wadą słuchu lub u których doszło do uszkodzenia słuchu w okresie pre-

lingwalnym. W tym przypadku olbrzymią rolę odgrywają rodzice (Anderson, 2002).

Całkowita lub częściowa izolacja od świata dźwięków w pierwszym okresie ich życia prowadzi do braku zdolności lokalizowania źródła dźwięku, braku tak zwanej uwagi słuchowej, niemożliwości rozróżniania dźwięków w zakresie ich wysokości, natężenia, przebiegów czasowych, co jest podstawą do rozwoju mowy biernej, a potem czynnej. Z kolei u dzieci, które utraciły słuch między 2. a 4. rokiem życia rehabilitacja odbywa się w nieco lepszych warunkach, bowiem percepcja wrażeń słuchowych w okresie przed utratą słuchu pozwoliła na zebranie doświadczenia słuchowego wystarczającego do zapoczątkowania rozwoju mowy. Głównym jej zadaniem w tym przypadku jest podtrzymanie dotychczasowego poziomu mowy i jej dalszy rozwój.

Podobnie jest w przypadku dziecka w wieku szkolnym, u którego utrata słuchu nastąpiła po opanowaniu mowy w zakresie percepcji i artykulacji fonemów, przy bogatym zasobie słownictwa, umiejętności posługiwania się formami gramatycznymi, po nabyciu umiejętności czytania i pisania. Wówczas głównym zadaniem rehabilitacji jest podtrzymanie dotychczasowego poziomu tych funkcji i dalszy ich rozwój.

Stwierdzono bardzo pozytywną rolę treningu muzycznego u dzieci nie tylko w synchronizacji ruchowej, ale i w rozwoju mowy (Tierney i in., 2013).

Protezowanie układu słuchowego poprzez zastosowanie aparatu słuchowego należy wykonać jak najszybciej, koniecznie przed 6. rokiem życia. Aparat słuchowy zmienia dotychczas znane brzmienie znaków akustycznych języka, stąd konieczność przyzwyczajenia dziecka do tego zjawiska w trakcie rehabilitacji słuchowej, między innymi poprzez skierowanie jego uwagi na usta mówiącego (nauka czytania z ust prowadzi do stopniowego nabywania zdolności wizualnego odbioru mowy), jak i ćwiczeń artykulacyjnych.

Rehabilitacja słuchowa musi uwzględnić wiele parametrów audiologicznych oraz kognitywnych osoby rehabilitowanej. Rodzaj niedosłuchu, jego wielkość, przebiegi progów HTL i UCL to wielkości wyjściowe. Sygnał akustyczny podawany w procesie rehabilitacji musi zawsze znajdować się w zakresie pola resztkowego, przy braku zakłóceń zewnętrznych. W przypadku stwierdzenia u osoby rehabilitowanej efektu wyrównania głośności podawany sygnał akustyczny nie może charakteryzować się zmianami natężenia, które wywołają niewspółmierne przyrosty głośności przy jednoczesnym osłabieniu zdolności różnicowania jego częstotliwości. Przy central-

nych zaburzeniach słuchu rehabilitacja napotyka na dodatkowe trudności, związane przede wszystkim z zaburzeniem zdolności do lokalizacji źródła dźwięku, gorszym rozumieniem mowy, zaburzeniami integracji binauralnej, a także z pogorszeniem tak zwanej pamięci słuchowej.

Skuteczność rehabilitacji słuchowej wyraźnie zależy od poznania możliwości słuchowych osoby rehabilitowanej oraz wspomnianych cech kognitywnych osoby rehabilitowanej. Przebieg treningu słuchowego oczywiście musi być dopasowany do wieku osoby rehabilitowanej.

Rola aparatu słuchowego w treningu słuchowym jest nie do przecenienia. Zwiększenie energii akustycznej sygnału docierającego do resztkowego pola słuchowego, z uwzględnieniem możliwie wszystkich jego cech, powinno zagwarantować osobie protezowanej percepcję dźwięku jak najbardziej zbliżoną do naturalnej. Prawidłowo dobrany i dopasowany aparat słuchowy dopiero w wyniku treningu słuchowego umożliwi jego użytkownikowi pełne wykorzystanie wszystkich jego zalet (Knaepper, 2013). Trzeba również podkreślić, że w ramach treningu słuchowego konieczne jest uwzględnienie nie tylko sesji, które zainteresowana osoba przeprowadza sama w domu, ale także sesji, w których towarzyszy jej protetyk słuchu. Te ostatnie nie tylko utrwalają związki pomiędzy pacjentem a protetykiem (niezwykle ważne dla samego procesu rehabilitacji słuchowej), ale także umożliwiają protetykowi wprowadzanie określonych w nim zmian. Możliwe staje się bardziej precyzyjne określenie celu treningu słuchowego, który nie może przekraczać możliwości pacjenta. Wskazane jest podkreślenie czasu koniecznego do przeprowadzenia takiego treningu, a w przypadku gdy towarzyszy mu protetyk, jego kosztów (co nie kosztuje – nie ma wartości) (Valentin-Kruse, 2014). Częstotliwość takich spotkań to raz w tygodniu lub przynajmniej raz na dwa tygodnie po dwie do trzech godzin.

Wśród pacjentów bardzo pozytywny oddźwięk znajdują próby „treningu interaktywnego", wciągającego pacjenta w jego przebieg, opierającego się na stwierdzeniu: „słyszymy nie tylko uszami, ale i mózgiem" (Porath, 2012).

Dostępne są już darmowe aplikacje treningu słuchowego, przeznaczone na przykład dla osób z CI korzystających ze smartphonów lub tabletów. Umożliwiają odsłuchiwanie różnego rodzaju samogłosek, spółgłosek, a także słów o różnej długości (w jęz. niemieckim). Postępy w prawidłowym zrozumieniu poszczególnych elementów mowy prezentowane są w formie graficznej.

Ostatnio firmy Siemens i Phonak udostępniły dwa programy z zakresu treningu słuchowego w języku polskim, które przedstawiono poniżej.

2.1. Test Percepcji Fonemów 2.0. (Phonak, 2013) – płyta DVD

Test Percepcji Fonemów to kompatybilne z NOAH oprogramowanie stanowiące test słowny, niezależny od języka, który działa podobnie do typowej audiometrii mowy w polu swobodnym. Jest w stanie zapewnić **optymalny dobór parametrów w trakcie dopasowania aparatów słuchowych** w zakresie wzmocnienia i pasma częstotliwości. Jego celem jest poprawa zrozumiałości mowy na podstawie oceny słyszenia i rozróżniania składowych mowy z zakresu wysokich częstotliwości. Odpowiednio skalibrowane głośniki do badań w wolnym polu są **niezbędne** do przeprowadzenia tego testu.

Na czym polega percepcja fonemów? Na rycinie 1 przedstawiono ogólne zasady rozpoznawania fonemów, podkreślając, które zdolności przetwarzania mowy są najbardziej istotne i jakie są konsekwencje ubytku słuchu; wskazuje również na to, że poszczególne kroki rozpoznawania fonemów – „wykrywanie" i „rozróżnianie" – są ściśle związane z przetwarzaniem oddolnym, a „rozpoznawanie" jest silnie uwarunkowane przetwarzaniem odgórnym.

Aparaty słuchowe mogą pomóc w ponownym usłyszeniu sygnałów, a dzięki lepszej słyszalności przetwarzane informacje stają się mniej/tak samo/bardziej rozróżnialne.



Ryc. 1. Zasady rozpoznawania fonemów

Czasami niedosłyszący potrzebuje na nowo „skalibrować" doświadczenia słuchowe, nim będzie w stanie ponownie rozpoznawać fonemy. Proces ten nazywany jest „aklimatyzacją".



Phonak – pokonujemy bariery

Firma Phonak AG od ponad 60 lat opracowuje, produkuje i dostarcza na cały świat nowoczesne aparaty słuchowe i systemy wspomagające słyszenie. Zaawansowane technologie umożliwiły nam rozszerzenie oferty o cyfrowe akcesoria bezprzewodowe i system Roger, ułatwiające komunikację osobom niedosłyszącym.

Słuchamy uważnie wszystkich, których specjalistyczna wiedza pomaga wypełniać naszą misję. Ścisła współpraca z audiologami, akustykami, protetykami słuchu, kadrą uniwersytecką i autorytetami naukowymi przyczynia się do znacznej poprawy jakości życia milionów ludzi na całym świecie. Dając głos wszystkim dotkniętym niedosłuchem, pomagamy im znowu usłyszeć i być słyszanym.

Phonak to:

- **produkty o wyjątkowych możliwościach**
- **najbardziej kompleksowa i elastyczna oferta w branży**
- **ciągłe inwestowanie w wiedzę, badania i rozwój nowoczesnych technologii**
- **działanie na rzecz podnoszenia świadomości słyszenia w ramach fundacji Hear the World Foundation**

Przyszłość dla nas nie ma granic, dlatego stale pokonujemy bariery technologiczne, by zapewnić nieograniczony dostęp do ciągle zmieniającego się interaktywnego świata.



Dowiedz się więcej: **www.phonak.pl**
www.phonakpro.pl

PHONAK
life is on



Wypełnia luki w rozumieniu

Roger to rewolucyjne systemy wspomagające słyszenie

Roger to nowy, cyfrowy standard firmy Phonak, który przekracza możliwości wszystkich istniejących obecnie systemów FM i systemów cyfrowych. To przełom w pokonywaniu problemów związanych z rozumieniem mowy w hałasie i wyeliminowanie – raz na zawsze – technicznych zawiłości.

- **Maksymalne możliwości** – najlepsze w branży rozwiązania poprawy rozumienia mowy w hałasie
- **Zero problemów** – brak konieczności programowania częstotliwości, łączenie urządzeń jednym kliknięciem
- **Pełna kompatybilność** – współpracuje z niemal każdym zausznym aparatem słuchowym, implantem ślimakowym i systemem nagłośnienia



W systemie Roger można łączyć ze sobą wiele mikrofonów, takich jak Roger Pen, Roger Clip-On Mic, Roger inspiro i odbiorników podłączanych do aparatów słuchowych oraz odbiorników Roger Mylink czy Roger Focus. System Roger jest rozwiązaniem dla każdego, z każdym problemem słuchowym.

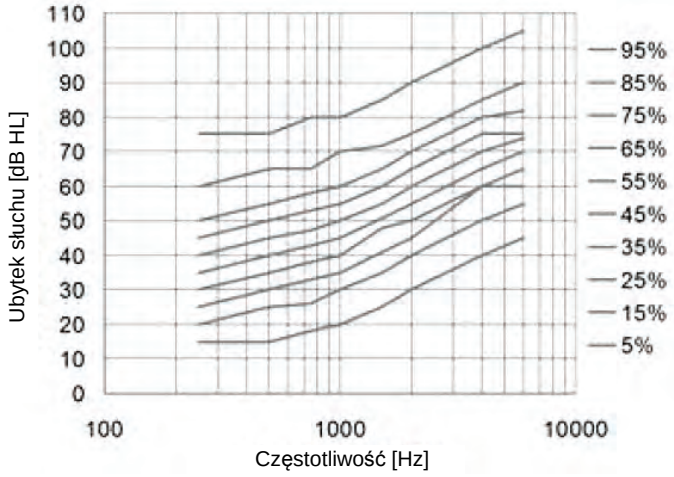
Roger to jakość, o której w przeszłości można było tylko pomarzyć.



Dowiedz się więcej: **www.phonak.pl**
www.phonakpro.pl

PHONAK
life is on

Ubytki słuchu u większości osób z niedosłuchem są dominujące głównie w zakresie wysokich częstotliwości (powyżej 1,5 kHz) i mniej znaczące w zakresie niskich (poniżej 1 kHz). Na rycinie 2 przedstawiono ponad 8 tys. audiogramów pacjentów firmy Phonak podzielonych na grupy percentylowe. Wynika z niej, że większość niedosłyszących będzie wymagała większego wsparcia aparatu słuchowego w zakresie wysokich częstotliwości niż w zakresie niskich.



Ryc. 2. Uśredniony przebieg ponad 8 tys. audiogramów pacjentów firmy Phonak podzielonych na grupy percentylowe

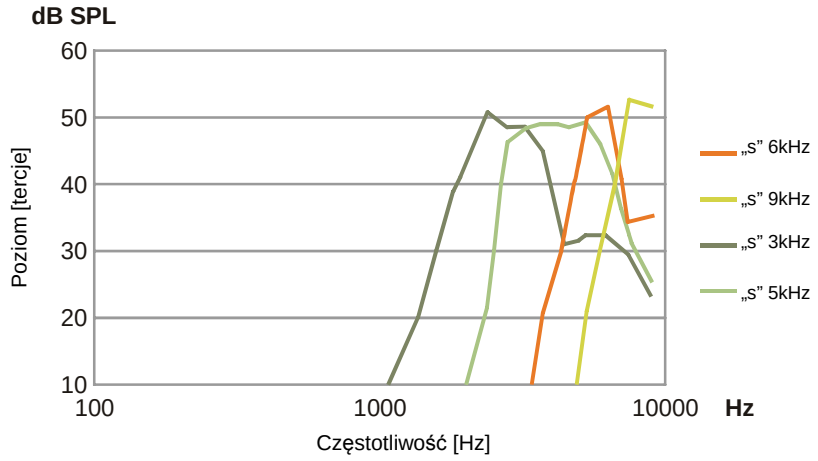
Słabe słyszenie wysokich częstotliwości to w konsekwencji złe zrozumienie mowy.

Słuchanie nieznanych nazw, skrótów w hałaśliwych lub pogłosowych warunkach może prowadzić do niepewności, nieprawidłowego zrozumienia lub całkowitego braku zrozumienia mowy. W sytuacjach, kiedy przewidywalność występowania fonemów jest duża, na przykład podczas rozmów na tematy znane, słabszy odbiór wysokich częstotliwości zmniejsza redundancję, zwiększa wysiłek związany ze słyszeniem i powoduje szybsze zmęczenie.

Dlatego testy słowne przy użyciu fonemów są bardzo użyteczne (płyta DVD). Fonemy mogą być wymawiane różnie w różnych językach, są rozmaicie wykorzystywane w słowach i zdaniach, niemniej częstotliwość, amplituda, czas trwania i ich struktura widmowa są praktycznie takie same.

Dlaczego warto skupić się na fonemach „s" i „sz"? Wiele fonemów obejmuje szeroki zakres wysokich częstotliwości (ryc. 3). Bezdźwięczne, szczelinowe „s" i „sz" zawierają unikalne sygnały w tym paśmie. Obwied-

nie widmowe fonemów „s" i „sz" są praktycznie takie same, ale częstotliwość środkowa może się różnić w zależności od mówcy (kobieta lub mężczyzna). Dlatego test wykorzystuje dwa sygnały „s" i dwa „sz" – jedne reprezentujące głos męski, drugie żeński. Każdy z fonemów jest dodatkowo oznaczony (np. „s" wysokie (9 kHz)), a dodatkowa informacja opisuje częstotliwość środkową poszczególnego fonemu.



Ryc. 3. Skład widmowy fonemów „s" i „sz"

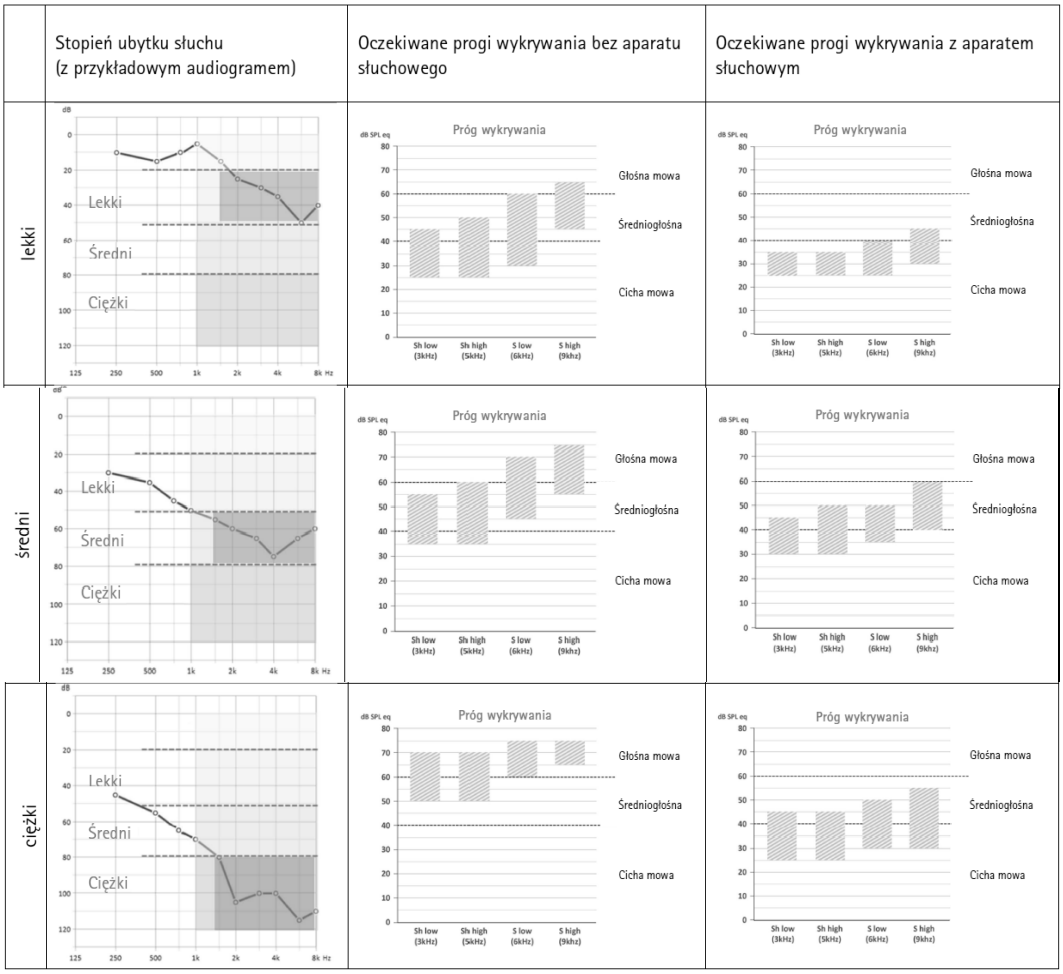
Na kolejnej rycinie pokazano, na jakim poziomie osoba z niedosłuchem zaczyna słyszeć fonemy.

Za pomocą testu rozpoznawania mierzy się możliwości rozpoznania słyszalnych fonemów. W teście z aparatami słuchowymi systematyczne mylenie podobnych fonemów (np. „asza" i „asa") może wynikać z dwóch powodów.

1) osoba niedosłysząca jest nieprzyzwyczajona do odbierania brzmienia fonemów w aparacie i musi przyzwyczaić się do tych dźwięków;

2) fonemy nie są rozróżniane ze względu na zmniejszoną rozdzielczość częstotliwościową lub ze względu na zbyt ograniczone pasmo transmisji w zakresie wysokich częstotliwości.

Test percepcji fonemów może być wykorzystywany przy niedosłuchach każdego stopnia – z aparatem i bez aparatu słuchowego. Wynik testu oraz oczekiwania dotyczące progów wykrywania są silnie uzależnione od stopnia utraty słuchu. Na rycinie 4 zaprezentowano oczekiwane progi wykrywania dla ubytków słuchu trzech różnych stopni (z aparatami słuchowymi i bez nich).



Ryc. 4. Oczekiwane progi wykrywania dla ubytków słuchu trzech różnych stopni (z aparatami słuchowymi i bez aparatów)

Na ekranie przeglądu wyświetlane są wszystkie testy, które mają być przeprowadzone (ryc. 5); w zależności od wyników poszczególnych testów wykonanie kolejnego może nie być konieczne.

Po zakończeniu dowolnej części Testu Percepcji Fonemów zawsze można podejrzeć wyniki.



Ryc. 5. Ekran obrazujący wszystkie testy

Test wykrywania

Test wykrywania przeprowadzany jest podobnie jak badanie audiometryczne w wolnym polu dźwiękowym. W zależności od tego, czy pacjent jest w stanie usłyszeć sygnał, czy nie, wybiera się odpowiednią opcję: [Zapisz jako słyszalny] lub [Zapisz jako niesłyszalny] (ryc. 6).



Ryc. 6. Test wykrywania

Test rozróżniania

Test rozróżniania wykorzystuje się do oceny zdolności rozróżniania wysokoczęstotliwościowych składników sygnałów mowy „sz" i „s". W zależności od wyników testów wykrywania może on składać się nawet z trzech powtórzeń (ryc. 7). Test rozróżniania (domyślnie) rozpoczyna się od trenin-

SIEMENS



1878
Siemens opracowuje Phonophor, **pierwsze** urządzenie dla osób z ubytkami słuchu.



1910
Siemens rozpoczyna **pierwszą** linię seryjnie produkowanych aparatów słuchowych.



1949
Siemens opracowuje Phonophor Alpha, **pierwszy** kieszonkowy aparat słuchowy.



1966
Siemens wprowadza model Siretta 339, **pierwszy** wewnątrzuszny aparat słuchowy.



1997
Siemens wprowadza model Prisma, **pierwszy** w pełni cyfrowy aparat słuchowy z mikrofonem kierunkowym.



2002
Siemens opracowuje Triano, **pierwszy** aparat z trzema mikrofonami kierunkowymi.



2011
Siemens wprowadza Aquaris – **wodoszczelny** aparat słuchowy, **bezprzewodowy** system miniTek™ – Pure Carat i Nitro.



2013
Siemens wprowadza **– nową platformę** technologii BestSound, którą wspomagają aparaty: **Ace, Pure, Life oraz Aquaris.**



2014
Siemens wprowadza aparaty Motion, Insio, Nitro, Pure z unowocześnionym generatorem szumu.

Kamienie milowe w historii aparatów słuchowych

Od ponad 135 lat Siemens pomaga lepiej słyszeć ludziom na całym świecie.

www.siemens.pl/audiologia

Siemens to światowy potentat w dziedzinie produkcji nowoczesnych aparatów słuchowych, jednocześnie jedna z najstarszych firm działających w tej branży. Ponad sto lat temu Siemens opracował Phonophor – pierwsze urządzenie wspomagające rozmowy przez telefon.

Od samego początku istnienia firma pomaga ludziom cierpiącym na wady słuchu. Na co dzień Siemens ściśle współpracuje z ośrodkami uniwersyteckimi, klinikami i ośrodkami leczenia słuchu, dzięki czemu wyniki badań naukowców znajdują szybkie zastosowanie w kolejnych projektach. Efekt: coraz doskonalsze, coraz mniejsze i coraz ładniejsze aparaty słuchowe, w niczym nieprzypominające dużych i niewygodnych aparatów z ubiegłej epoki. Dowodem jest choćby Aquaris, wodoszczelny i odporny aparat dla ludzi aktywnych.
Innowacyjne technologie, przełomowe rozwiązania, lata doświadczeń oraz nieustanne wsłuchiwanie się w potrzeby osób z ubytkami słuchu – to wszystko umożliwia stworzenie aparatów słuchowych, które zdecydowanie poprawiają jakość słyszenia i zrozumienia mowy, a tym samym – komfort i standard życia.

BestSound™ Technology

Życie brzmi wspaniale.

SIEMENS



www.siemens.pl/audiologia

micon.

Przyszłość należy do Soundability.

Doświadcz platformy technologii BestSound.

Platforma micon jest rewolucją w inżynierii audiologicznej. Została zaprojektowana, by zapewnić optymalną równowagę pomiędzy jakością dźwięku a słyszalnością.

Firma Siemens zapewnia wybór aparatów słuchowych spośród różnych modeli i poziomów technologicznych: od drobnych **aparatów wewnątrzusznych (ITE)** do posiadających duże możliwości **aparatów zauszych (BTE)**, czy wszechstronnych aparatów **ze słuchawką w uchu (RIC)**. W ostatnim czasie Siemens opracował doskonałe rozwiązania technologiczne, pomagające lepiej słyszeć dzieciom i młodzieży oraz osobom cierpiącym na Tinnitus. Wszystkie modele aparatów słuchowych opartych na platformie micon wyposażone są w generator szumu oraz kompatybilne są z szeregiem akcesoriów, które umożliwiają współpracę z bezprzewodową technologią Bluetooth i FM.

Pilot miniTek™ umożliwia połączenie z telewizorami, telefonami, odtwarzaczami MP3, komputerami i innymi urządzeniami audio. Może być sterowany telefonem komórkowym z systemem Android za pomocą aplikacji **miniTek Remote App**. Dodatkowo miniTek firmy Siemens ma możliwość połączenia się z systemami FM lub z mikrofonem **VoiceLink** dla łatwiejszych i wyraźniejszych wrażeń słuchowych, w trudnych warunkach akustycznych. Dla osób, które nie wymagają transmisji dźwięku dobrym rozwiązaniem jest **easyPocket™**. Jest to przyjazny pilot zdalnej obsługi z czytelnym kolorowym wyświetlaczem, służący do zmiany głośności czy ustawień programu.



BestSound™ Technology

Życie brzmi wspaniale.

WYSOKA JAKOŚĆ PRODUKTÓW



PROFESJONALNA POMOC



WSPARCIE TECHNICZNE



Audio Service istnieje na polskim rynku od 1997 roku. Przez ten czas nasza marka zdobyła zaufanie wielu akustyków, lekarzy specjalistów oraz użytkowników aparatów słuchowych. Niemiecka jakość oraz wysokie kwalifikacje ekspertów w dziale produkcji pozwalają nam zaoferować nowoczesne, zaawansowane technologicznie aparaty. W naszej ofercie znajduje się pełna gama cyfrowych produktów – od najtańszych dobrze wyposażonych modeli podstawowych, po nowoczesne, bogato wyposażone aparaty wysokiej klasy.

Zapraszamy na: www.audioservice.pl

Audio Service
słyszeć · rozumieć · rozmawiać

www.audioservice.pl

KOMPETENCJA | INNOWACJA | ELASTYCZNOŚĆ

Wewnątrzuszne aparaty słuchowe

firmy Audio Service



Ponad 35 lat doświadczenia w rozwoju oraz produkcji wewnątrzusznych aparatów słuchowych

Zaawansowana technologia umieszczona w małej obudowie

Dyskretne, wykonane na miarę

Audio Service
słyszeć · rozumieć · rozmawiać

www.audioservice.pl

Zapraszamy na: **www.audioservice.pl**

gu, pozwalając pacjentowi przyzwyczaić się do dźwięków oraz sposobu przeprowadzenia testu. Można pominąć trening, odznaczając odpowiednią opcję na ekranie przeglądu testu.



Ryc. 7. Test rozróżnienia

Test rozpoznawania

Test rozpoznawania używany jest do oceny zdolności rozpoznawania wysokoczęstotliwościowych składników sygnałów mowy „sz" i „s". W teście tym sygnały mowy są umieszczane między parą samogłosek, tworząc słowa pozbawione sensu, na przykład „a-sz-a". Test rozpoznawania (domyślnie) rozpoczyna się od treningu, pozwalając pacjentowi przyzwyczaić się do dźwięków oraz sposobu jego przeprowadzania. Można pominąć trening, odznaczając odpowiednią opcję na ekranie przeglądu testu.

2.2. *eARena* (Siemens, 2011) – płyta DVD

W procedurze tej zakłada się, że należy ją podjąć, gdy użytkownik aparatu słuchowego zaakceptuje go w pełni jako urządzenie wspomagające słyszenie (w praktyce po kilku tygodniach jego użytkowania); wyjątkiem są niemowlęta, w tym przypadku decyzję muszą podjąć rodzice z protetykiem słuchu.

W trakcie treningu słuchowego korzysta się z różnego rodzaju urządzeń wspomagających, które pozwalają wielokrotnie odtworzyć przygotowany materiał dźwiękowy, często wspomagany obrazem. Obecnie najczęściej wykorzystuje się komputer z odpowiednim oprogramowaniem. Możliwe jest

nie tylko generowanie właściwych sygnałów akustycznych, na przykład w różnym tempie (prawidłowym i zwolnionym), ale i równoległa obserwacja ich przebiegów czasowych, co stanowi między innymi doskonałe narzędzie do samokontroli przy terapii wad wymowy uwarunkowanej zaburzeniami słuchu.



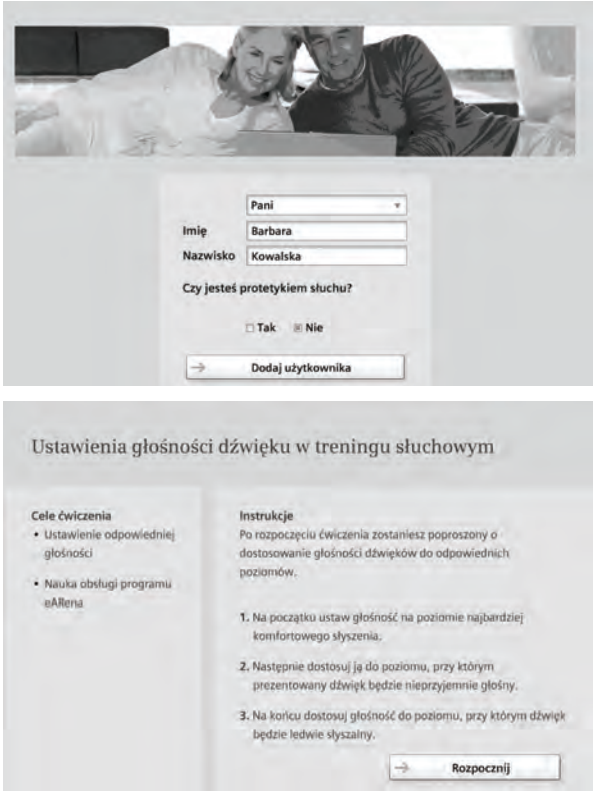
Ryc. 8. Strona tytułowa programu

Jednym z dostępnych obecnie na rynku polskim, stosunkowo prostym systemem rehabilitacji słuchowej jest opracowany przez firmę Siemens (we współpracy z Instytutem Akustyki UAM w Poznaniu) multimedialny program komputerowy *eARena*. Łączy on w sobie informacje na temat procesu słyszenia, ubytków słuchu, aparatów słuchowych z interaktywnym treningiem słuchowym. Program *eARena* został tak przygotowany, by potrafiła skorzystać z niego osoba nieposiadająca rozległej wiedzy na temat obsługi komputerów – wystarczy tylko włożyć płytę DVD do jego napędu. Rozłożone na 20 dni 30-minutowe sesje treningowe składają się z odpowiednio dobranych ćwiczeń, których poziom trudności zmienia się wraz z postępami ćwiczącego. Po każdych pięciu dniach każdy rodzaj zadań zostanie przećwiczony przynajmniej raz. Ćwiczenia są interaktywne, co osobie ćwiczącej umożliwia skoncentrowanie się na zadaniach, które sprawiają jej najwięcej problemów. Możliwa jest bieżąca kontrola oraz doskonalenie umiejętności percepcji otaczającego świata dźwięków (płyta DVD).

Program podzielony jest na dwie sekcje: Filmy i Trening słuchowy (ryc. 9).



Ryc. 9. Dwie sekcje: Filmy i Trening słuchowy

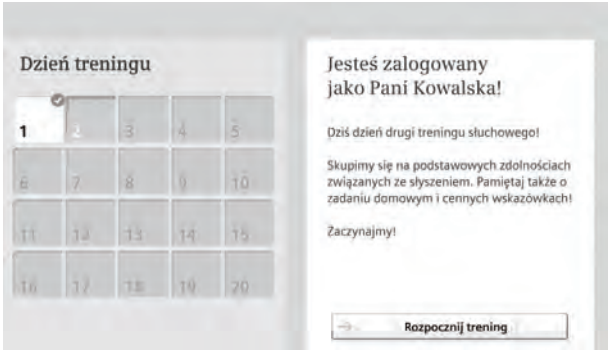


Ryc. 10. Logowanie do systemu i regulacja głośności odtwarzanych dźwięków

W sekcji Filmy znajduje się wiele pożytecznych informacji dla pacjenta, zilustrowanych krótkimi filmami. Po zalogowaniu się do sytemu konieczna

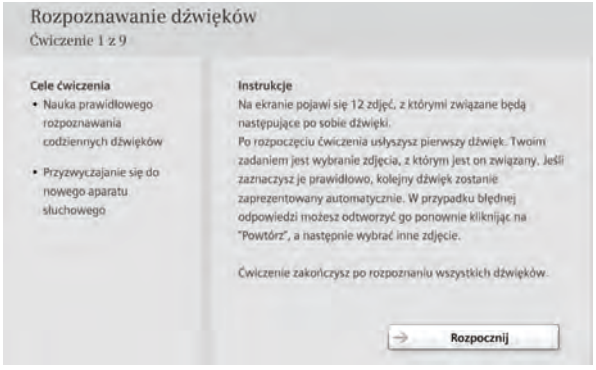
jest regulacja głośności odtwarzanych dźwięków w domowym urządzeniu DVD (ryc. 10).

Trening można rozpocząć, zgodnie z bardzo czytelną instrukcją obsługi, od rozpoznawania dźwięków (ryc. 11).



Ryc. 11. Pierwszy dzień treningu

a



b



Ryc. 12. Rozpoznawanie dźwięków (a) – dźwięk dobrze rozpoznany (b)

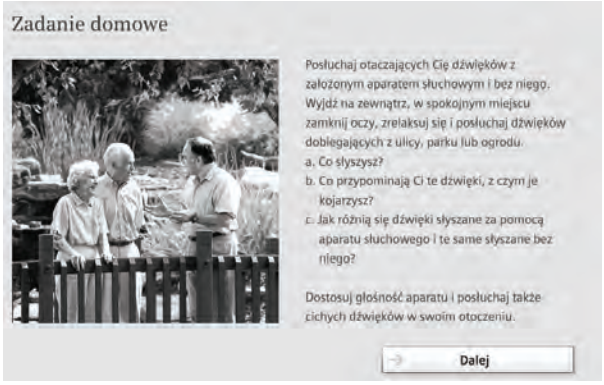
Jeśli dźwięk jest prawidłowo rozpoznany, wówczas przy kolejnym obrazku pojawi się znaczek *v* (ryc. 12).

Kolejne ćwiczenie testuje umiejętność porównania czasów trwania dźwięków (ryc. 13).



Ryc. 13. Długość dźwięków

W następnych ćwiczeniach porównujemy głośność dźwięków, ich barwę, wysokość, ich lokalizację itd. Kończąc dany dzień, otrzymujemy informację o stopniu poprawności wykonanych ćwiczeń oraz zadanie domowe (ryc. 14).



Ryc. 14. Zadanie domowe

Zaleca się przeprowadzenie pierwszego oraz drugiego dnia treningu w obecności protetyka słuchu i ewentualnie osoby towarzyszącej pacjentowi.

Bibliografia

Anderson K., 2002, *Parent Involvement: The Magic Ingredient In Successful Child Outcomes*, Fokus, 31, Phonak.

Dodatek do podręcznika, 2012, *Płyta DVD*, Siemens.

Geers W., 1992, *Przyjdź i usłysz – Poradnik dla ludzi używających nowoczesne aparaty słuchowe*, Geers, Warszawa [tłum. E. Hojan].

Hasso von Wedel, 2013. *Hoertrening im Rahmen der Hörgeraeteversorgung – sinnvolle und notwendige Massnaahmen*, Zeitschrift für Audiologie, 52(2), s. 49–50.

Kiessling J., Müeller M., Kreikemeier S., Margof-Hackel S., 2012, *Der Einfluss von Persoenlichkeitsmerkmalen*, Hörakustik, 10, s. 8–13.

Knaepper B., 2013, *Hörtraining – was ist und was es kann*, Hörakustik, 12, s. 35–37.

Olson A.D., Perininger J.E., Shinn J.B., 2013, *The effect of LACE DVD traning in new and experienced hearing aid users*, J. Am. Acad. Audiol., 24, s. 214–230.

Porath G., 2012, *Sprachsteuerung und Dialogsysteme verbessern Akzeptanz von Hörgeräten*, Höerakustik, 10, s. 92–99.

Seubert E., 2014, *Man nehme eine gehörige Portion Komfort*, Hörakustik, 1, s. 38–42.

Stieler O., 2003, *Trening słuchowy dziecka z implantem słuchowym*, Kongres Pacjentów z CI, Poznań.

Sullivan J., 2014, *Pediatric Auditory Training: Improving Perception of Speech in Noise*, Submitted JASA.

Tierney A., Dick F., Deutsch D., Sereno M., 2013, *Speech versus Song: Multiple Pitch-Sensitive Areas Revealed by a Naturally Occurring Musical Illusion*, Cereb. Cortex, 23(2), s. 249–254.

Valentin-Kruse D., 2014, *Klappern gehört zum Handwerk*, Hörakustik, 1, s. 54–56.

Warncke H., 2012, *Neue Signalverarbeitungsstrategie beschleunigt die Eingewöhnungsphase bei Hörgeräteerstversorgung*, Zeitschrift für Audiologie, 5(1), 3, s. 17–18.

Warncke H., 2013, *Kognitive Verarbeitung und Hörsysteme*, Hörakustik, 1, s. 62–66.

Strona internetowa

<http://play.google.com/store/apps/details?id=de.dhz_hannover.hoertest&hl=pl>.

EDWARD HOJAN, ROMAN GOŁĘBIEWSKI

OCENA SKUTECZNOŚCI DOPASOWANIA POMOCY SŁUCHOWEJ

Efektywność rehabilitacji słuchowej po doborze i dopasowaniu pomocy słuchowej osobie słabosłyszącej zdeterminowana jest przede wszystkim (Hojan, 2009):

– rodzajem i wielkością ubytku słuchu,

– poziomem technologicznym i rodzajem pomocy słuchowej – aparatu słuchowego, implantu, a także zastosowanymi regułami ich dopasowania,

– specyficznymi cechami osobowościowymi pacjenta, na przykład dzieci.

Niepodjęta w porę rehabilitacja słuchu prowadzi do ograniczenia kompetencji językowej, komunikacyjnej i poznawczej, a w ich wyniku często także społecznej.

Należy ponownie podkreślić konieczność binauralnego protezowania słuchu (przy ubytkach obustronnych).

Dopasowanie aparatu słuchowego jest procesem złożonym i długotrwałym. Proces ten nie powinien kończyć się na wstępnym – pierwszym ustawieniu aparatu słuchowego. Powinien być kontynuowany przez dłuższy okres (w ścisłej współpracy z pacjentem). Precyzyjne dopasowanie aparatu możliwe jest bowiem wyłącznie wtedy, gdy zostaną uwzględnione wymagania i oczekiwania pacjenta względem aparatu słuchowego w różnych środowiskach akustycznych. Aparat słuchowy, na każdym etapie dopasowania, powinien być poddawany ocenie obiektywnej oraz subiektywnej pod kątem korzyści dla osoby niedosłyszącej. Ocena obiektywna najczęściej wiąże się z pojęciem weryfikacji, natomiast subiektywna z pojęciem walidacji.

Pierwsza weryfikacja powinna być wykonana w trakcie wstępnego dopasowania aparatu słuchowego. Polega na obiektywnym pomiarze następujących parametrów akustycznych: wzmocnienia i maksymalnego poziomu

wyjściowego w funkcji częstotliwości oraz charakterystyki dynamicznej aparatu słuchowego, czyli zależności pomiędzy sygnałami na wejściu i wyjściu aparatu. Pomiary weryfikacyjne przeprowadza się z wykorzystaniem analizatorów aparatów słuchowych, sprzęgacza 2 cm^3 i/lub na uchu pacjenta przy użyciu sond mikrofonowych (technika tzw. *in situ*). Niewątpliwą zaletą takich pomiarów jest możliwość uwzględnienia indywidualnych właściwości zewnętrznego kanału słuchowego. (Weryfikacja aparatu słuchowego patrz *Miernictwo aparatów słuchowych*.)

Walidacja procesu dopasowania aparatu słuchowego wiąże się z subiektywną oceną korzyści płynących z zastosowania aparatu słuchowego przez osobę niedosłyszącą. Istnieje bardzo dużo różnych metod walidacji dopasowania aparatów słuchowych. Możliwa jest ona na przykład z zastosowaniem różnych procedur opartych na kwestionariuszach, między innymi APHAB, COSI, PAL, a także na bezpośrednich ocenach percepcyjnych dźwięku przez użytkownika pomocy słuchowej, na przykład na badaniu zmian zrozumiałości mowy w wolnym polu, wyznaczaniu zmian progu audiogramu tonalnego w wolnym polu, wykorzystaniu metody ANLfitt.

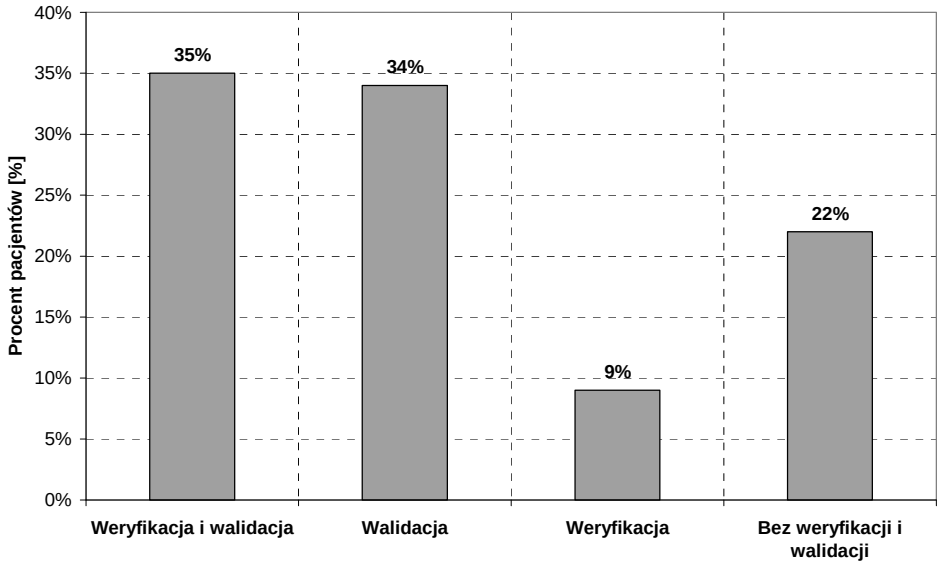
1. CZY TRZEBA WALIDOWAĆ APARATY SŁUCHOWE?

Jest wiele powodów, które jednoznacznie wskazują na potrzebę walidacji nie tylko procesu dopasowania aparatu słuchowego, ale również etapu jego wyboru. Konieczność sprawdzenia, weryfikacji, oceny skuteczności wyboru i dopasowania aparatu słuchowego wynika z potrzeby osoby, która dokonuje tego wyboru, a następnie dopasowuje (ustawia) aparat słuchowy. Protetyk słuchu powinien uzyskać informacje o tym, czy aparat został poprawnie wybrany i poprawnie dopasowany, a więc czy jest skuteczną pomocą dla osoby niedosłyszącej. Ocena aparatu słuchowego (obiektywna, subiektywna) powinna obejmować nie tylko same ustawienia, ale także to, czy został on poprawnie wybrany, to znaczy czy nosi się go wygodnie, komfortowo, czy nie przeszkadza w normalnym funkcjonowaniu, czy jego użytkowanie nie wiąże się z jakimiś trudnościami itp.

Kolejnym czynnikiem, który wskazuje na potrzebę sprawdzenia procedury wyboru i dopasowania aparatu słuchowego, jest potrzeba pacjenta – jeśli ktoś decyduje się nabyć aparat słuchowy (wydać pieniądze), to chciałby również wiedzieć, czy aparat ten jest skuteczny. Wewnętrzne przekonanie o słuszności tego kroku pomoże osobie niedosłyszącej w szybszym i lepszym zaakceptowaniu aparatu słuchowego. Weryfikacja aparatu pomoże

również wskazać na lepsze – bardziej skuteczne rozwiązanie w postaci określonego rodzaju, typu aparatu słuchowego.

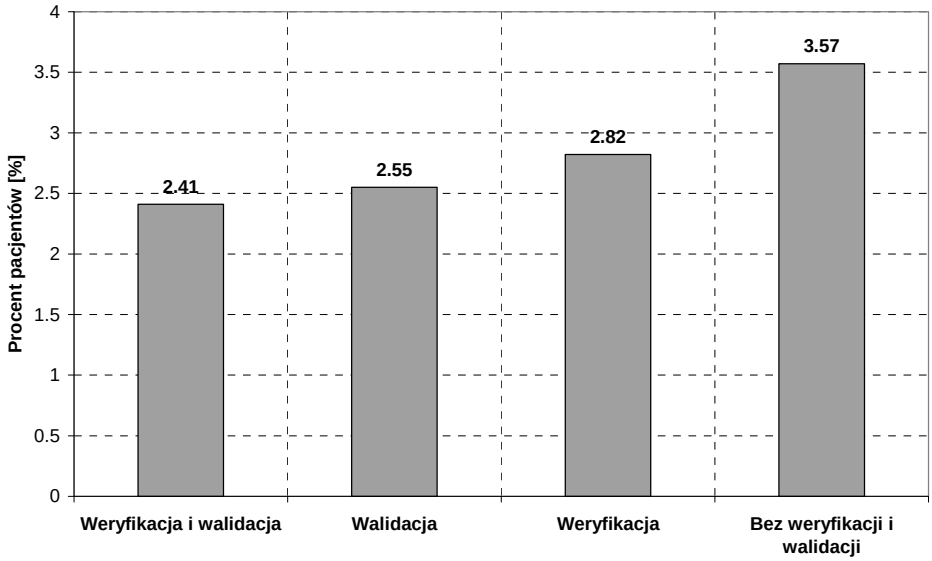
Według Kochkina (2011), z przeprowadzonych w Stanach Zjednoczonych badań wynika wysoka korelacja pomiędzy liczbą wizyt w gabinecie protetycznym a końcowym sukcesem rozumianym jako odpowiednio (precyzyjnie) dopasowany aparat słuchowy. Zgodnie z tymi badaniami 76% pacjentów z wynikiem powyżej średniej było zadowolonych z dopasowania aparatu po 1–2 wizytach. Chcąc osiągnąć podobne zadowolenie (przy wyniku poniżej średniej), 47% pacjentów potrzebowało aż 6–7 wizyt. Tylko 7% pacjentów osiągnęło ponadprzeciętny wynik. W przywołanej pracy wysunięto tezę, że potrzeba większej liczby wizyt dla prawie połowy pacjentów wynika z braku przeprowadzonej weryfikacji (przy czym wskazano na brak pomiarów na uchu rzeczywistym) oraz walidacji (potwierdzenia przez pacjenta wyniku dopasowania). Przebadano prawie 800 pacjentów pod kątem ich zadowolenia z dopasowanego aparatu słuchowego. Na rycinie 1 przedstawiono procentowo liczbę pacjentów, dla których w trakcie procesu dopasowania aparatu słuchowego przeprowadzono tylko weryfikację, weryfikację i walidację (łącznie), tylko walidację oraz liczbę osób, dla których nie wykonano badań mających na celu potwierdzenie (obiektywne lub subiektywne) wyniku dopasowania.



Ryc. 1. Procent pacjentów, dla których wykonano (lub nie) badania potwierdzające wynik dopasowania aparatu (Kochkin, 2011)

Walidację przeprowadzono dla 34% pacjentów, natomiast weryfikację i walidację (łącznie) dla 35%. Tylko dla 9% pacjentów wykonano weryfikację, to jest pomiary akustyczne na uchu rzeczywistym. Dla 22% pacjentów nie wykonano badań potwierdzających poprawność dopasowania.

Na rycinie 2 pokazano średnią liczbę wizyt pacjentów w punkcie protetycznym wymaganych w celu skutecznego dopasowania aparatu słuchowego – w zależności od podjętych działań poprawiających skuteczność dopasowania.



Ryc. 2. Średnia liczba wizyt niezbędnych do skutecznego dopasowania aparatu słuchowego (Kochkin, 2011)

Zatem, wykorzystanie w procesie dopasowania procedur weryfikacji i walidacji zmniejsza liczbę wizyt w punkcie protetycznych o około 1,2 razy.

W kolejnej pracy tego samego autora (Kochkin i in., 2010) dostrzeżono w ostatniej dekadzie znaczący wzrost nowych technologii aparatów słuchowych. Nie zauważono jednak poprawy jakości kontroli procesu dopasowania aparatów, która nie nadąża za postępem technologicznym w aparatach. Odnotowano niewielki wzrost liczby pacjentów „zadowolonych" i „bardzo zadowolonych" ze swoich aparatów słuchowych. Niestety, znaczący odsetek wszystkich osób korzystających z aparatów słuchowych stanowią osoby, które nabyły aparaty, ale z nich nie korzystają. Szacuje się, że stanowią one od 12 do około 18% wszystkich osób użytkujących aparaty słuchowe. Wśród głównych przyczyn takiego stanu wymienia się: małą poprawę jakości słyszenia (szczególnie w sytuacjach hałaśliwych), słabe dopa-

sowanie do zmiennych warunków akustycznych, niewystarczający komfort noszenia aparatów. Dodatkowo w pracy podkreślono, że bardzo dużo osób nie zdecyduje się na kupno aparatu słuchowego z powodu złych doświadczeń z aparatami słuchowymi bliskich i znajomych. Kasewurm (2011) zwróciła uwagę na to, że pacjent niezadowolony z aparatu słuchowego opowie o tym przynajmniej pięciu osobom, a pacjent, który jest zadowolony – tylko jednej osobie. Ponadto, pacjent zadowolony z aparatu (z ustawienia, komfortu noszenia itp.) zwraca mniejszą uwagę na jego cenę. Zadowolenie jest z oczywistych względów pożądane zarówno u pacjenta, jak i u protetyka słuchu.

Pierwsze próby sprawdzania jakości dopasowania aparatu polegały na wykorzystaniu testów słownych (prezentacja w wolnym polu) przed i po założeniu aparatu słuchowego. Jeśli po założeniu aparatu otrzymywano przynajmniej 20-procentowy zysk zrozumiałości mowy, był to dowód na skuteczność protezowania.

Testy słowne były jednak wielokrotnie krytykowane. Główną ich wadą jest mała czułość, przez co jednoznaczna ocena skuteczności postępowania przy wyborze i dopasowaniu aparatu słuchowego jest niemożliwa. Wynik badania mówi tylko i wyłącznie o skuteczności dopasowania (poprawa zrozumiałości mowy lub obniżenie progu SRT). Testy te nie pozwalały natomiast na ocenę procedury wyboru aparatu słuchowego.

Przy subiektywnej ocenie aparatu słuchowego osoba niedosłysząca dokonuje „całościowej oceny", na którą wpływa wybór aparatu, jak również jego ustawienie/dopasowanie. Ocena ta będzie dotyczyć: możliwości komunikowania się z innymi ludźmi w różnych środowiskach akustycznych, komfortu noszenia (np. czy wkładka uszna jest wygodna), trudności w codziennym użytkowaniu aparatu, częstości zmiany baterii w aparacie, braku sprzężenia zwrotnego, wyglądu itp. Niestety testy słowne skupiają się tylko i wyłącznie na jednym aspekcie, to znaczy na zrozumiałości mowy, a pozostałe czynniki nie są uwzględnione.

Niezwykle ważnym aspektem wyboru i ustawienia aparatu słuchowego jest czynny oraz świadomy udział w tych procesach osoby niedosłyszącej. Wiek pacjenta determinuje między innymi stopień tego udziału. Ocena wyboru i dopasowania aparatu słuchowego powinna być dokonana z udziałem osoby niedosłyszącej w kontekście nie tylko względów audiologicznych, ale również w kontekście wymagań i oczekiwań pacjenta związanych z tym aparatem.

Kolejne próby, które miały na celu sprawdzenie jakości doboru i dopasowania aparatów słuchowych, podjęto w latach 80. XX w. Polegały one na wykorzystaniu analizatorów aparatów słuchowych (komór pomiarowych) oraz pomiarów w technice *in situ* przy użyciu sondy mikrofonowej umiesz-

czanej w zewnętrznym kanale słuchowym – w pobliżu błony bębenkowej pacjenta. W jednym i w drugim przypadku mierzono poziom ciśnienia akustycznego generowany przez aparat słuchowy. Dzięki temu możliwe było określenie wielkości wzmocnienia, charakterystyki dynamicznej oraz maksymalnego poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego, a następnie porównanie tych danych z wielkościami wymaganymi – określonymi dla poszczególnych metod dopasowania aparatów.

Podejmowano również próby oceny skuteczności działania aparatu słuchowego wyłącznie na podstawie oceny subiektywnej osoby niedosłyszącej. Niestety, jak wynika z wielu badań, otrzymana ocena może być często przeszacowana. Niemniej subiektywna ocena pacjenta jest niezbędna do całościowej oceny procesu dopasowania aparatu słuchowego – tylko osoba niedosłysząca może odpowiedzieć na pytanie, czy aparat słuchowy spełnił jej wymagania i oczekiwania.

Zatem, pełna ocena prawidłowego wyboru i dopasowania aparatu słuchowego powinna zawierać zarówno ocenę obiektywną (patrz *Miernictwo aparatów słuchowych*), jak i subiektywną (proces walidacji), z udziałem osoby niedosłyszącej.

2. METODY WALIDACJI APARATÓW SŁUCHOWYCH

Walidacja aparatu słuchowego to inaczej jego subiektywna ocena dokonana przez osobę niedosłyszącą na podstawie jej osobistych doświadczeń z aparatem słuchowym w różnych środowiskach akustycznych.

Pierwsza, wstępna walidacja następuje po wyborze aparatu słuchowego. W konsultacji z osobą niedosłyszącą protetyk słuchu dokonuje ustawień aparatu zgodnie z uwagami pacjenta. Na tym etapie można wspierać się różnego rodzajami narzędziami dostarczanymi przez producentów (tzw. asystenci dopasowania oraz nagrania audio symulujące określone środowiska akustyczne) lub bardzo prostymi sygnałami akustycznymi, takimi jak: brzęk kluczy, stukot talerzy i sztućców, szklanek, szelest gazety itp. W celu sprawdzenia, czy osoba niedosłysząca wspomaga się w słyszeniu obserwacją ust osoby, z którą rozmawia, należy podjąć próbę rozmowy z taką osobą, znajdując się za jej plecami i dodatkowo (co jest szczególnie istotne przy odbiorczych niedosłuchach) trzeba zmieniać poziom sygnału mowy (mówić na przemian cicho, głośno).

Po uwzględnieniu wszystkich uwag osoba niedosłysząca rozpoczyna korzystanie z aparatu słuchowego w różnych codziennych sytuacjach akustycznych. Istotne jest, aby była ona precyzyjnie i właściwie poinstruowana

w zakresie możliwości, obsługi i korzystania z aparatu słuchowego. Instruktaż ten powinien jej jednoznacznie pomóc w wyborze określonego programu słyszenia dla konkretnej sytuacji akustycznej, w pielęgnacji aparatu, zmianie baterii itp. Brak takiego instruktażu spowoduje niezadowolenie pacjenta, problemy z aparatem i w konsekwencji brak jego akceptacji.

Po 3–4 tygodniach od momentu rozpoczęcia użytkowania aparatu słuchowego następuje właściwy proces jego walidacji. Do tego celu wykorzystuje się specjalne kwestionariusze (ABHAP, COSI i PAL).

2.1. Kwestionariusze oceny efektywności rehabilitacji słuchowej

Odpowiednio opracowany kwestionariusz może służyć jako narzędzie badawcze, które pozwala na zebranie wiadomości na zdefiniowany temat.

Kwestionariusze oceny efektywności rehabilitacji słuchowej w większości przypadków są listą konkretnych pytań zadawanych pacjentowi, dotyczących sytuacji akustycznych, w których przebywa on bez pomocy słuchowej oraz ją użytkując.

Wyróżnić można kwestionariusze: samodzielne (*self-assessment*) – do wypełniania przez samego pacjenta, asystowane (*assessment*) – do wypełniania przez protetyka słuchu na podstawie odpowiedzi pacjenta, a także kwestionariusze specjalne (*targeted*) – ukierunkowane na konkretnych pacjentów, na przykład dzieci, jak i skierowane do osób użytkujących konkretny rodzaj pomocy słuchowej – aparat słuchowy, implant ślimakowy.

Ze względu na to, że optymalizacja efektywności dopasowanej pomocy słuchowej jest procesem indywidualnym i często długotrwałym, zaleca się wielokrotne wykorzystanie kwestionariuszy.

2.1.1. APHAB

Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit (APHAB) jest kwestionariuszem, za pomocą którego bada się efektywność dopasowania aparatu słuchowego. Składa się z 24 pytań pozwalających określić wybrane atrybuty percepcji dźwięku przez pacjenta (Hojan, 2009):

– zdolność komunikowania się w ciszy (ZK),
– zdolność komunikowania się w obecności echa (WY),
– zdolność komunikowania się w obecności szumu otoczenia (SO),
– stopień akceptacji nieprzyjemnych dźwięków (NO).

Pacjent odpowiadając na kolejne pytania, rozwiązuje jednocześnie dwa testy pozwalające określić wymienione atrybuty percepcji bez aparatu słuchowego oraz z aparatem. Ostatecznie wyniki ocen zawartych w kwestionariuszu APHAB przedstawione są w postaci wykresu określającego procentową korzyść wynikającą z zastosowanego aparatu słuchowego.

Test badający efektywność dopasowania aparatu słuchowego u danego pacjenta wykonuje się dwukrotnie, po zastosowaniu dwóch różnych procedur dopasowania – na przykład jedna z metod klasycznych oraz NSLE (patrz *Reguły dopasowania aparatów słuchowych*). Odstęp czasu pomiędzy kolejnym wypełnieniem kwestionariusza APHAB powinien wynosi średnio 2 tygodnie (do 3 miesięcy), co pozwala pacjentowi na rzetelną ocenę procedury doboru aparatu słuchowego.

Poniżej przedstawiono kwestionariusz APHAB.

IMIĘ I NAZWISKO ... WIEK ... PŁEĆ ...

1. Czy masz problemy ze słuchem?
   a) zawsze,
   b) nigdy,
   c) w niektórych sytuacjach (jakich?).
2. Czy nosisz aparat słuchowy?
3. Dotyczy osób noszących aparat słuchowy
   a) czy jesteś zadowolony z aparatu słuchowego .....
   b) jeżeli nie, to w jakich sytuacjach .....
4. Rodzaj aparatu słuchowego .....

FORMULARZ

Proszę zakreślić odpowiedź najbliższą codziennemu doświadczeniu. Proszę zauważyć, że każda możliwość odpowiedzi ma odpowiednik procentowy. Można go wykorzystać jako pomoc przy podejmowaniu decyzji. Na przykład, jeśli stwierdzenie jest prawdziwe dla około 75% przypadków, zakreśl dla tego punku odpowiedź „C". Jeśli nigdy nie doświadczyłeś sytuacji przez nas opisywanej, spróbuj pomyśleć o sytuacji podobnej, w której się znalazłeś i odpowiedz na podstawie tej sytuacji. Jeżeli nie masz żadnego doświadczenia, pozostaw ten punkt bez odpowiedzi.

Zaznacz, kiedy spotykasz się z daną sytuacją:
A – zawsze (99%),
B – prawie zawsze (87%),
C – na ogół (75%),
D – pół na pół (50%),
E – okazjonalnie (25%),
F – rzadko (12%),
G – nigdy (1%).

UWAGA

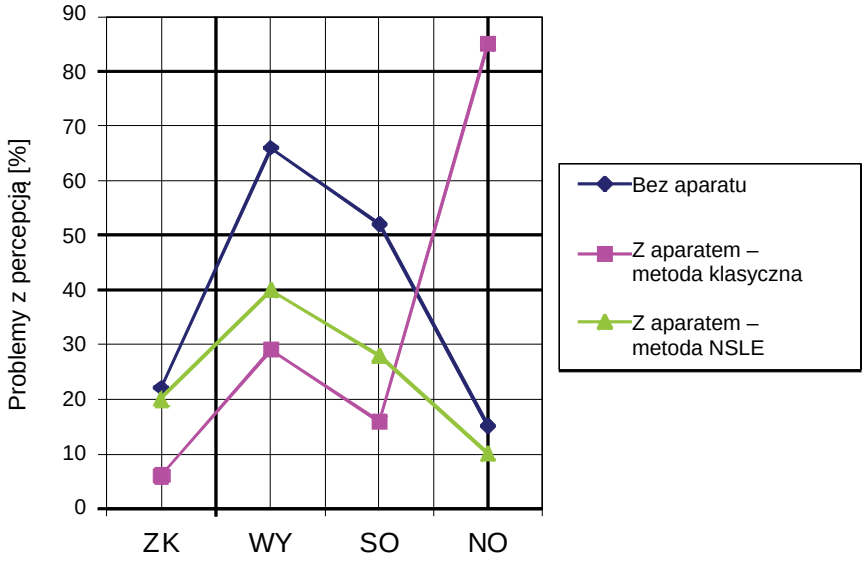
1. Kwestionariusz wypełniamy, gdy nie mamy jeszcze aparatu słuchowego oraz po 3 tygodniach użytkowania aparatu.
2. Kwestionariusze uzupełniamy o odpowiednie w tych warunkach audiogramy tonalne i wyniki badań zrozumienia mowy pacjenta.

		BEZ MOJEGO APARATU	Z MOIM APARATEM
1.	**Gdy jestem w zatłoczonym sklepie spożywczym i rozmawiam z ekspedientką, mogę śledzić tok rozmowy.**	A B C D E F G	A B C D E F G
2.	**Ucieka mi wiele informacji, gdy słucham wykładu.**	A B C D E F G	A B C D E F G
3.	**Niespodziewane dźwięki, jak dzwoniący telefon czy sygnał alarmowy, odczuwam jako dyskomfort.**	A B C D E F G	A B C D E F G
4.	**Z trudnością słyszę słowa, które ktoś do mnie mówi w domu, gdy jest cicho.**	A B C D E F G	A B C D E F G
5.	**Z trudnością rozumiem dialogi w kinie lub w teatrze.**	A B C D E F G	A B C D E F G

		BEZ MOJEGO APARATU	Z MOIM APARATEM
6.	**Gdy słucham wiadomości przez radio w samochodzie, podczas gdy towarzyszące osoby rozmawiają, mam trudności z ich zrozumieniem.**	A B C D E F G	A B C D E F G
7.	**Gdy jestem w restauracji w towarzystwie kilku rozmawiających osób, trudno mi porozumieć się z jedną osobą.**	A B C D E F G	A B C D E F G
8.	**Hałas drogowy jest za głośny.**	A B C D E F G	A B C D E F G
9.	**Gdy rozmawiam z kimś w dużym pustym pokoju, rozumiem słowa.**	A B C D E F G	A B C D E F G
10.	**Gdy jestem w małym biurze, trudno mi zrozumieć kierowane do mnie pytanie.**	A B C D E F G	A B C D E F G
11.	**Gdy jestem w teatrze lub w kinie, a ludzie wokół mnie szepczą, to mogę pomimo to zrozumieć dialog.**	A B C D E F G	A B C D E F G
12.	**Kiedy rozmawiam z przyjacielem w spokojnym miejscu, trudno mi go zrozumieć.**	A B C D E F G	A B C D E F G
13.	**Dźwięk cieknącej wody, na przykład prysznic czy spłuczka, odczuwam jako nieprzyjemnie głośny.**	A B C D E F G	A B C D E F G
14.	**Gdy mówca przemawia do niewielkiej grupy i wszyscy stoją cicho, ja muszę się sprężyć, by zrozumieć tekst.**	A B C D E F G	A B C D E F G

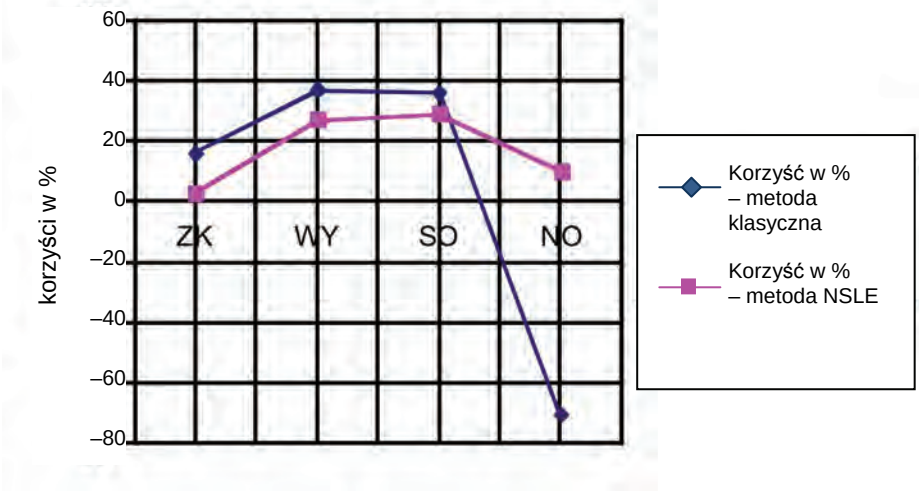
		BEZ MOJEGO APARATU	Z MOIM APARATEM
15.	**Gdy cicho rozmawiam ze swoim lekarzem w jego gabinecie, trudno mi śledzić tok rozmowy.**	A B C D E F G	A B C D E F G
16.	**Mogę zrozumieć mowę, nawet gdy rozmawia kilka osób.**	A B C D E F G	A B C D E F G
17.	**Dźwięki robót budowlanych odczuwam jako nieprzyjemnie głośne.**	A B C D E F G	A B C D E F G
18.	**Trudno mi zrozumieć, co jest mówione na wykładach lub w czasie mszy.**	A B C D E F G	A B C D E F G
19.	**Mogę porozumiewać się z innymi, gdy jesteśmy w tłumie.**	A B C D E F G	A B C D E F G
20.	**Dźwięk syreny samochodu strażackiego, w pobliżu którego jestem, jest tak głośny, że muszę zakryć uszy.**	A B C D E F G	A B C D E F G
21.	**Mogę zrozumieć słowa kazania w czasie mszy.**	A B C D E F G	A B C D E F G
22.	**Dźwięk piszczących opon jest nieprzyjemnie głośny.**	A B C D E F G	A B C D E F G
23.	**Muszę prosić ludzi o powtarzanie słów, przeprowadzając rozmowę z jedną osobą w cichym pomieszczeniu.**	A B C D E F G	A B C D E F G
24.	**Trudno mi zrozumieć innych, gdy klimatyzacja lub wentylator jest włączony.**	A B C D E F G	A B C D E F G

Wyniki procedury APHAB przedstawiono za pomocą ryciny 3 i 4.



Ryc. 3. Wyniki badania APHAB wyrażone jako wielkość procentowa problemów związanych z percepcją sygnałów dźwiękowych w różnych uwarunkowaniach akustycznych (Hojan, 2009)

ZK – zdolność komunikowania się w ciszy, WY – wpływ wybrzmiewania, echa, SO – wpływ szumu otoczenia, NO – akceptacja nieprzyjemnych dźwięków.



Ryc. 4. Wyniki badania APHAB wyrażone jako „korzyść" z dopasowania aparatu słuchowego różnymi metodami (Hojan, 2009)

Chcąc uzyskać informację o globalnej mierze efektywności dopasowania aparatu słuchowego, opierając się na procedurze APHAB, w pierwszej kolejności oblicza się różnicę z wielkości problemów zaistniałych podczas percepcji „bez aparatu" i „z aparatem" definiowanej jako „korzyść" z aparatu słuchowego (ryc. 4).

„Korzyść" = Problemy przy percepcji (bez aparatu – z aparatem) [%] (1)

W dalszej kolejności definiuje się następujące wielkości średnie:

$$\text{„Korzyść" metoda klasyczna} = \frac{ZK + WY + SO + NO}{4}\ [\%] \tag{2}$$

$$\text{„Korzyść" metoda NSLE} = \frac{ZK + WY + SO + NO}{4}\ [\%] \tag{3}$$

Zakłada się, że miara „korzyści", efektywności $\geq$ 20% jest zadowalającym wynikiem doboru i dopasowania aparatu słuchowego.

Efektywność dopasowania aparatu słuchowego dla powyższego przykładu wynosi: dla metody klasycznej 33%, dla metody NSLE 26%. Dla obu metod otrzymany rezultat jest poprawny.

Z powyższych przykładowych wykresów wynika, że zdolność komunikowania się w ciszy (ZK), w warunkach wybrzmiewania sygnału (pogłos – WY) oraz przy obecności szumu otoczenia (SO) była lepiej oceniana przez danego pacjenta w przypadku klasycznej metody dopasowania aparatu słuchowego; przy odbiorze nieprzyjemnych dźwięków (NO) zdecydowanie większą „korzyść" odnotowuje się w przypadku, kiedy aparat dopasowano zgodnie z założeniami metody współczesnej NSLE.

2.2. Procedura COSI

Kolejnym kwestionariuszem stosowanym do walidacji aparatu słuchowego jest kwestionariusz COSI (*Client Oriented Scale of Improvement*). Został on opracowany w laboratorium NAL w Melbourne w Australii i jest dostępny na stronach internetowych laboratorium, <http://www.nal.gov.au>. Ocena aparatu słuchowego przebiega na dwóch etapach. Na pierwszym etapie osoba niedosłysząca deklaruje/identyfikuje pięć sytuacji akustycznych (środowisk akustycznych), które uznaje za najważniejsze (sytuacji, w których pacjent chciałby słyszeć/rozumieć lepiej).

Przy wyborze sytuacji akustycznych należy zwracać uwagę, aby wybrana sytuacja akustyczna była ściśle określona. Należy unikać takich sformułowań, jak na przykład: „chciałbym lepiej słyszeć w głośnym otoczeniu". Zadaniem protetyka słuchu na tym etapie jest pomoc w wyborze i precyzyjnym scharakteryzowaniu przez osobę niedosłyszącą istotnych dla niego sytuacji akustycznych. Nawet sytuacje, które są dość jednoznacznie zdefiniowane (np. rozmowa przy stole), wymagają uszczegółowienia (liczba osób biorących udział w rozmowie). Po wyborze pierwszej sytuacji akustycznej należy dokonać kolejnych wyborów, a na koniec wartościowania tych sytuacji – wskazać sytuację najważniejszą (przypisując jej pozycję 1), potem mniej istotną (pozycja 2) itd.

Na drugim etapie, po dopasowaniu aparatu słuchowego, osoba niedosłysząca określa stopień zmiany słyszenia w wybranych na etapie pierwszym sytuacjach akustycznych. W celu oceny stopnia zmiany posługuje się określeniami: „gorzej", „bez zmian", „trochę lepiej", „lepiej" oraz „znacznie lepiej". Wskazane oceny protetyk słuchu zapisuje w formularzu COSI.

W tym samym czasie, dla tych samych wybranych przez siebie sytuacji akustycznych pacjent dokonuje oceny swojej zdolności słyszenia/rozumienia w tych sytuacjach. W tym przypadku korzysta się również z oceny opisowej („rzadko", „okazjonalnie", „w połowie przypadków", „w większości przypadków" oraz „prawie zawsze") lub numerycznej (wyrażonej w %).

Opisany powyżej kwestionariusz służy do oceny korzyści z aparatu słuchowego przez osoby dorosłe. Istnieje również wersja kwestionariusza COSI dla dzieci – COSI-C. Wersja COSI dla dorosłych ma pewne cechy, które mogą utrudniać skorzystanie z niego przez dzieci.

2.3. Procedura PAL

Autorami kwestionariusza PAL (*Profile of Aided Loudness*, 1998) są C.V. Palmer, H.G. Muellerm i M. Moriarty (1999). Dwa lata później opracowano dane służące do interpretacji ocen głośności dźwięków (wyniki skalowania głośności dla poszczególnych sygnałów akustycznych zawartych w kwestionariuszu dla osób normalnie słyszących). Celem kwestionariusza PAL jest wyznaczenie stopnia przywrócenia normalnej głośności percypowanych dźwięków. Słuchacze oceniają głośność różnych dźwięków występujących w warunkach rzeczywistych (na różnych poziomach głośności) na podstawie osobistych doświadczeń.

Ankieta zawiera 12 pytań o dźwięki z życia codziennego cztery pytania dotyczące:

– dźwięków cichych,
– dźwięków średnich,
– dźwięków głośnych.

Dodatkowo pacjenci oceniają stopień swojego zadowolenia dla różnych poziomów głośności zapewnianych przez aparat słuchowy. Wyniki porównuje się z rezultatami otrzymanymi dla osób normalnie słyszących. W badaniach wykorzystuje się siedmiostopniową skalę głośności:

7 – za głośny,
6 – głośny, ale okay,
5 – komfortowy, ale odrobinę za głośno,
4 – komfortowy,
3 – komfortowy, ale trochę za cichy,
2 – cichy,
1 – za cichy.

Uzyskane wyniki przedstawia się w postaci histogramów, których analiza pozwala stwierdzić, dla jakich sygnałów (cichych, średnich, głośnych) aparat wymaga dodatkowej korekty ustawień. Valente (2002) w pracy przedstawił normatywne dane dla metody PAL – wyniki percepcji głośności sygnałów akustycznych, których dotyczą pytania w kwestionariuszu otrzymane dla grupy osób normalnie słyszących. Są to histogramy dla trzech grup dźwięków: cichych, średnich i głośnych. Osoby normalnie słyszące dźwięki ciche najczęściej oceniały jako „za ciche" – ocena 1 oraz „ciche" – ocena 2, dźwięki głośne jako „głośne" – ocena 6 lub „za głośne" – ocena 7. Dźwięki o średnich poziomach najczęściej były oceniane jako „komfortowe" – ocena 4.

W przypadku oceny głośności sygnałów akustycznych przez osoby niedosłyszące – po założenie aparatu słuchowego – każde odstępstwo od danych otrzymanych dla osób normalnie słyszących oznacza, że aparat słuchowy nie pozwolił, aby głośność dźwięków przez osobę niedosłyszącą oceniana była tak, jak przez osobę normalnie słyszącą. To oznacza konieczność zweryfikowania ustawień aparatu słuchowego.

3. BADANIE ZROZUMIAŁOŚCI MOWY W WOLNYM POLU

Kolejną z procedur określających efektywność dopasowania aparatu słuchowego jest badanie zrozumiałości mowy w wolnym polu (Hojan, 2009). Zadaniem pacjenta jest powtarzanie słów podawanych przez głośnik oddalony o 1 m; poziom dźwięku podawanego testu słownego – jednosylabowe-

go wynosi 70 dB SPL. Badanie przeprowadza się trzykrotnie. Jako pierwszy bada się procent poprawnie powtórzonych słów w przypadku, gdy pacjent nie ma aparatu słuchowego, a następnie procedurę powtarza się z założonym aparatem słuchowym, dopasowanym zgodnie z zasadami wybranej metody (zaleca się wybór dwóch różnych procedur). Podobnie jak w przypadku APHAB, badanie w wolnym polu przeprowadza się minimum w dwutygodniowych odstępach.

Przykładowy rezultat badania przedstawiono w tabeli.

Tabela. Wynik badania zrozumiałości mowy w wolnym polu

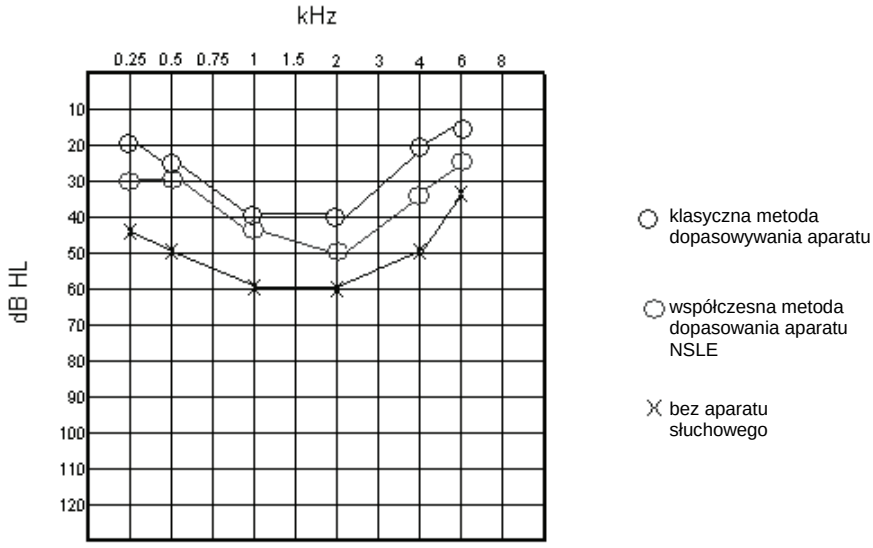
Bez aparatu	Z aparatem		Zysk zrozumiałości mowy	
10%	metoda dopasowania aparatu słuchowego nr 1	metoda dopasowania aparatu słuchowego nr 2	metoda dopasowania aparatu słuchowego nr 1	metoda dopasowania aparatu słuchowego nr 2
	90%	75%	80%	65%

Z powyższej tabeli wynika, że korzyść w ocenie zrozumiałości mowy z dopasowanego aparatu słuchowego dla danego pacjenta, przy użyciu metody nr 1, jest większa o 15% aniżeli w przypadku aparatu dopasowanego zgodnie z założeniami procedury nr 2.

4. AUDIOGRAM TONALNY W WOLNYM POLU

Badanie audiometryczne w wolnym polu wykonuje się dwukrotnie dla danego pacjenta, w minimum dwutygodniowych odstępach. Badanie przeprowadza się bez aparatu słuchowego, a następnie przy założonym aparacie słuchowym, dopasowanym zgodnie z założeniami wybranej metody (zaleca się wybór dwóch różnych procedur). Przykładowy audiogram przedstawiający wyniki badania zarówno dla metody klasycznej, jak i dla procedury współczesnej przedstawiono na rycinie 5.

Zysk dopasowania (ZD) oblicza się, porównując krzywe przebiegu progu słuchowego w obecności aparatu słuchowego i bez aparatu dla trzech składowych częstotliwościowych: 500, 1000 i 2000 Hz.



Ryc. 5. Audiogram tonalny w wolnym polu – bez aparatu słuchowego, z aparatem słuchowym dopasowanym przy użyciu metody klasycznej oraz metody NSLE (Hojan, 2009)

$$ZD = \frac{[(HL_x)_{500Hz} - (HL_o)_{500\,Hz}] + [(HL_x)_{1\,kHz} - (HL_o)_{1\,kHz}] + [(HL_x)_{2\,kHz} - (HL_o)_{2\,kHz}]}{3} \tag{4}$$

Dla powyższych audiogramów tonalnych otrzymano następujące wartości:

$$ZD_{kl} = 22 \text{ dB HL},$$
$$ZD_{NSLE} = 17 \text{ dB HL}.$$

Zysk dopasowania (ZD) dla powyższego przykładu jest większy w przypadku dopasowania aparatu słuchowego zgodnie z założeniami metody klasycznej aniżeli metody NSLE.

5. TOLEROWANY POZIOM SZUMU (ANL$_{fitt}$)

Nabelek, Tucker, Łętowski (1991) opracowali sposób pomiaru poziomu szumu tła, jaki skłonny jest tolerować słuchacz w czasie rozmowy (*Acceptable Noise Level*, ANL). Stanowi on miarę gotowości do słuchania mowy w wa-

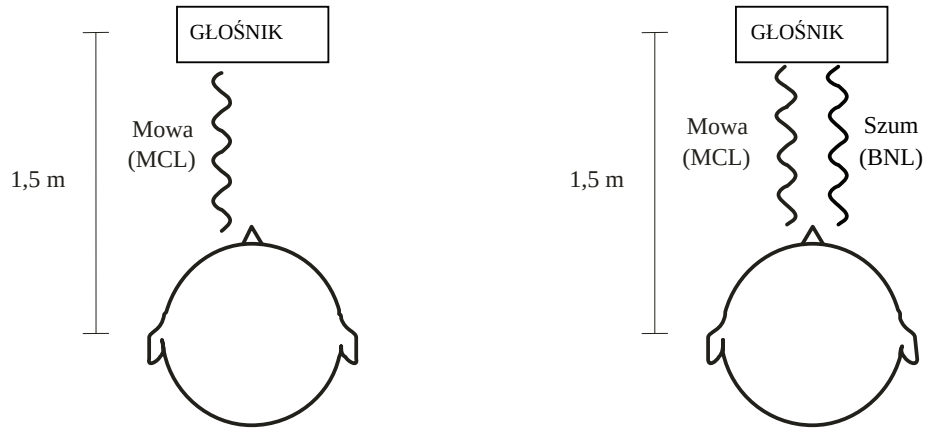
runkach szumu tła. Nabelek uważa, iż miara gotowości do słuchania mowy w warunkach szumu jest dobrym prognostykiem pomyślnego używania aparatów słuchowych. Założono, że otrzymane wielkości zmian Δ(ANL), wyznaczone w warunkach „bez aparatu słuchowego" i „z aparatem słuchowym", będą jednocześnie miarą efektywności dopasowania aparatu (Hojan-Jezierska i in., 2011). Wielkość tę oznaczono jako ANL_{fitt}. Wykorzystując kwestionariusz APHAB, podjęto próbę określenia wartości progowych parametrów ANL_{fitt} dla poprawnego doboru oraz dopasowania aparatu słuchowego i tym samym określenia wyżej zdefiniowanej miary efektywności dopasowania aparatu słuchowego.

Procedura pomiarowa tolerowanego poziomu szumu

Wielkość ANL_{fitt} oblicza się jako różnicę tak zwanego poziomu maksymalnego komfortu (MCL) percepcji mowy w ciszy i poziomu tła akustycznego szumu mowopodobnego (BNL) – tolerowanego przez osobę słabosłyszącą w warunkach pola swobodnego, przy którym może ona jeszcze śledzić tok narracji bez oznak napięcia czy zmęczenia.

$$ANL_{fitt} = (MCL - BNL) \ [dB\ SPL] \tag{5}$$

Przebieg procedury wyznaczania wielkości ANL_{fitt} przedstawiono za pomocą ryciny 6.



Ryc. 6. Przebieg wyznaczania wielkości ANL_{fitt}

MCL – optymalny poziom słuchania mowy [dB SPL], BNL – najwyższy poziom szumu tła, jaki słuchacz jest skłonny tolerować [dB SPL].

Na podstawie przeprowadzonych badań można wnioskować, że korzyść w zrozumieniu mowy K(ZM), uzyskana przy użyciu procedury APHAB, jest większa bądź równa 20% dla Δ(ANL) większego lub równego 2 dB.

$$K(\mathrm{ZM}) \geq 20\% \quad \text{dla} \quad \Delta(\mathrm{ANL}_{\mathrm{fitt}}) \geq 2\ \mathrm{dB} \tag{6}$$

Ze względu na łatwość wykonania pomiaru tolerowanego poziomu szumu tła akustycznego, jaki skłonny jest tolerować słuchacz w czasie rozmowy, badanie to może być w przyszłości powszechnie stosowane jako metoda badania efektywności dopasowania aparatu słuchowego. W przeciwieństwie do procedury APHAB, która jest pracochłonna i czasochłonna, metoda ANL zajmuje około 5 min.

Bibliografia

Bogner B., 2007, *Die einsieige Schwerhörigkeit*, Hörpäd, 1.

Catherine V., Palmer H., Mueller G., 1999, *Melanie Moriarty, Profile of Aided Loudness: A validation procedure*, Hearing Journal, 52, 6, s. 34, 36, 40–42.

Dillon H., 2012, *Hearing aids*, Boomerang Press, Sydney.

Ewertowski R., Hojan E., Pękala P., Hojan-Jezierska D., 1992, *Evaluation of Subjective Impression of Loudness for Acoustical Signals by the Hearing Aids Fitting*, Instytut Akustyki UAM, Poznań.

Furmann A., Hojan E., Perz P., 1991, *Relation beetwen attributes of the perception space of sound transmitted by a loudspeaker and its objective parameters*, J. Acoustique, 4, s. 535–551.

Geers W., Hojan E., Hojan-Jezierska D., 1997, *Fitting of Hearing Aids with Loudness Scaling of Music and Environmental Sounds*, Applied Acoustics, Vol. 51, No. 2, s. 199–209.

Gołębiewski R., 2009, *Weryfikacja i walidacja dopasowania aparatów słuchowych*, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, cz. 1–3, cz. 2–4.

Haubold J., 1996, *A-life 9000 – individuelle Optimierung von Hörsystemen unter Berücksichtigung der akustischen Umwelt*, Geers Hörbericht, 60.

Hellbrück J., Moser L., 1985, *Hörgerate-Audiometrie: ein computergesteuertes Verfahren zur Hörgerate-Anpassung*, Psychol. Beitr., 27, s. 494–508.

Hojan E., 1993, *Protezowanie słuchu w aspekcie zagadnień psychoakustycznych i audiometrycznych*, Słuch, 4(5).

Hojan E., 1994, *Aparaty słuchowe – rozwiązania techniczne*, Słuch, 1(6).

Hojan E., 1997, *Akustyka aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.

Hojan-Jezierska D., 1994, *Dopasowanie aparatów słuchowych w oparciu o skalowanie dźwięków o ustalonym i zmiennym przebiegu poziomu w czasie*, III Konferencja z Elektroakustyki, Poznań–Czerniejewo.

Hojan-Jezierska D., 1997, *Dopasowanie aparatów słuchowych poprzez skalowanie głośności dźwięków naturalnych*, Katedra i Zakład Biofizyki Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań [rozpr. dokt.].

Hojan-Jezierska D., 2010, *Badania nad efektywnością procedur dopasowania i przetwarzania sygnału akustycznego w aparatach słuchowych*, Katedra i Zakład Biofizyki Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań [pr. hab.].

Hojan-Jezierska D., Pankowska M., Gauza M., Włodarczyk D., Hojan E., 2011, *Acceptable level of acoustic disturbances to speech signal as a measure of successful hearing aid fitting*, J. Hear. Sci., Vol. 1, No. 3, s. 80–82.

Kasewurm G.A., 2011, *Patient satisfaction in hearing aid fitting*, Starkey Audiology Series (Innovations: Vol. 1, Issue 1).

Kiessling J., Schubert M., 1995, *ScalAdapt – Ein adaptives Verfahren zur Hörgerateanpassung mittels Lautheitsskalierüng*, Hörakustik, 3, s. 4–15.

Kiessling J., Schubert M., 1996, *Adaptive fitting of hearing instruments by category loudness scaling*, Scand. Audiol., 25, s. 153–160.

Kochkin S., 2011, *MarkeTrak VIII: Reducing patient visits through verification and validation*, Hearing Review, 18(6).

Kochkin S., Beck D.L., Christensen L.A., Compton-Conley C., Kricos P.B., Fligor B.J., McSpaden J.B., Mueller H.G., Nilsson M.J., Northern J.L., Powers T.A., Sweetow R.W., Taylor B., Turner R.G., 2010, *MarkeTrak VIII*: *The impact of the hearing healthcare professional on hearing aid user success. Correlations between dispensing protocols and successful patient outcomes*, Hearing Review, 17(4), s. 12–34.

Nabelek I., Tucker J., Łętowski T., 1991, *Tolerowany poziom szumu (ANL)*, XVI Sympozjum Audiologiczne, Cetniewio.

Palmer C.V., Mueller H.G., Moviarty M., 1999, *Profile of Acided Loudness: A validation procedure*, Hear. J., 52(6).

Seifert K., Lehrle S., Funk R., 2005, *Erste Hörhilfe erhört die geistige Leistungsfägihkeit – offene kontrollierte Anwendungsbeobachtunsstudie als Pilotstudie*, HNO, 53, s. 852–862.

Valente M., 2002, *Startegies for selecting and veryfying hearing aid fittings*, Thieme, New York.

Strony internetowe

<http://www.mediton.pl/library/orl_volume–3_issue–2_article–405.pdf>
<http://www.oticon.pl/eprise/main/>

Implanty

ŁUKASZ OLSZEWSKI, MAREK POROWSKI

IMPLANTY UCHA ŚRODKOWEGO

WPROWADZENIE

Pojawiające się trudności w zastosowaniu konwencjonalnych metod kompensacji niedosłuchów w określonych przypadkach klinicznych, jak również miniaturyzacja niezbędnych podzespołów elektronicznych i mechanicznych oraz zastosowanie nowych materiałów w implantologii (szczególnie silikonu i tytanu) otworzyły drogę dla konstrukcji aktywnych implantów do ucha środkowego (*active middle ear implant*, AMEI).

Za początek historii związanej z aktywnymi protezami słuchowymi ucha środkowego uznaje się powszechnie eksperyment przeprowadzony w 1935 r., podczas którego fiński naukowiec Wilska zainicjował wrażenie słyszenia, używając do tego celu opiłków żelaza przytwierdzonych do własnej błony bębenkowej, generując zmienne pole magnetyczne za pomocą cewki indukcyjnej zawartej w klasycznej słuchawce elektromagnetycznej, umieszczonej w okolicy małżowiny usznej. Pomimo braku akustycznego sygnału pochodzącego z przetwornika zmienne pole magnetyczne spowodowało ruchy opiłków żelaza, a więc i samej błony bębenkowej, wprawiając w ruch cały układ przewodzeniowy narządu słuchu. Eksperymentator dowiódł tym samym, że istnieją inne, alternatywne metody bodźcowania narządu słuchu, wywołujące podobne wrażenia słuchowe, jak te będące następstwem naturalnej jego stymulacji drogą powietrzną.

Aktualnie stosowane konwencjonalne protezy słuchowe na przewodnictwo powietrzne działają na zasadzie odbioru sygnałów akustycznych ze środowiska za pomocą mikrofonu i przetwarzania ich na sygnał elektrycz-

ny, który po pożądanej modyfikacji jest transmitowany w postaci fali dźwiękowej do zewnętrznego przewodu słuchowego z wykorzystaniem słuchawki elektromagnetycznej. Koncepcja działania protez wszczepialnych do ucha środkowego zakłada, iż – w przeciwieństwie do wspomnianego powyżej rozwiązania, przetworzony sygnał jest transmitowany w postaci wibracji bezpośrednio do wybranych struktur ucha środkowego przy użyciu odpowiednio skonstruowanego przetwornika, z pominięciem zewnętrznego przewodu słuchowego w torze transmisji sygnału akustycznego.

1. ZASTOSOWANIE ROZWIĄZAŃ WSZCZEPIALNYCH DO UCHA ŚRODKOWEGO

Obecne ograniczenia dotyczące powszechnie stosowanych protez słuchowych odnoszą się między innymi do ich możliwości redukowania niepożądanych sprzężeń akustycznych, zawężonych możliwości kompensacji niektórych rodzajów niedosłuchów, skórnych reakcji alergicznych na materiały, z których są one wykonane, a także nadmiernego wydzielania woskowiny podczas ich użytkowania. Odrębnym problemem są uwarunkowania anatomiczne, takie jak na przykład mikrocja małżowiny usznej czy atrezja przewodu słuchowego zewnętrznego oraz aspekty psychospołeczne, manifestujące się przede wszystkim w postaci stygmatyzacji osób niedosłyszących. Bariery te stanowią główne podstawy do zastosowania wszczepialnych protez słuchowych do ucha środkowego, jakkolwiek nie mogą być zarazem jedynymi czynnikami decydującymi o wyborze tej alternatywnej formy leczenia i rehabilitacji narządu słuchu.

W szerszym ujęciu urządzenia wszczepialne do ucha środkowego można traktować jako wypełniające pewną niszę i będące pomostem pomiędzy konwencjonalnymi protezami słuchowymi a implantami ślimakowymi, nie zapominając jednocześnie o ich istotnych ograniczeniach mających swoje podłoże w sposobie kompensacji niedosłuchu, uwarunkowaniach percepcyjnych osób/kandydatów do omawianych rozwiązań, a także w implementacji rozwiązań technologicznych.

Pierwsze konstrukcje aktywnych implantów do ucha środkowego powstawały z myślą o protezowaniu niedosłuchów rodzaju odbiorczego, małego do dużego stopnia, w zakresie których zastosowanie konwencjonalnych aparatów słuchowych nierzadko wiązało się i wiąże z występowaniem sprzężenia akustycznego i zniekształceń sygnału. W takich sytuacjach redukcja sprzężeń akustycznych realizowana jest zazwyczaj poprzez mechaniczną modyfikację wkładki usznej (zmniejszenie lub niewystępowanie

otworu wentylacyjnego) albo za pomocą zaawansowanych algorytmów przetwarzania sygnałów (ograniczanie wzmocnienia, tzw. systemy odwracające fazę itp.). Rozwiązania te mogą prowadzić w szczególności do pojawiania się zjawiska okluzji i zniekształceń sygnału wyjściowego. Protezy wszczepialne, ze względu na mechaniczny sposób stymulacji narządu słuchu i pozostawienie przewodu słuchowego zewnętrznego wolnym od ciał obcych oraz jednoczesną możliwość znacznego wzmocnienia sygnału, są zasadniczo pozbawione tych ograniczeń, pozwalając, zwłaszcza w zakresie wysokich częstotliwości, na uzyskanie pożądanych parametrów stymulacji. W tej grupie niedosłuchów omawiane implanty słuchowe są stosowane najczęściej.

Osoby z niedosłuchami rodzaju przewodzeniowego i mieszanego, szczególnie te z wadami wrodzonymi ucha zewnętrznego i środkowego, ale także po przebytych operacjach w obrębie narządu słuchu, stanowią odrębną grupę potencjalnych użytkowników aktywnych urządzeń wszczepialnych. Utrudniony transfer energii poprzez niewłaściwie funkcjonujący układ przewodzeniowy skłania do prób chirurgicznego rozwiązania problemu. W przypadku niepowodzenia lub ograniczonego oddziaływania metod rekonstrukcyjnych rozważyć można zastosowanie aparatów słuchowych na przewodnictwo kostne. Metody te mają jednak kilka istotnych wad, do których zaliczyć należy między innymi trudność z walidacją procesu dopasowania, niestabilność przylegania przetwornika do kości czy ograniczoną możliwość stymulacji jednostronnej, związaną z jednoczesnym wprowadzaniem w drgania przez przetwornik kapsuły kostnej ślimaka po stronie przeciwnej. Aktywne protezy wszczepialne do ucha środkowego, umożliwiając trwałe umocowanie przetwornika do wybranych struktur ucha środkowego (kosteczek słuchowych lub ich pozostałych fragmentów, okienka owalnego czy okrągłego), zapewniają lepiej kontrolowaną i stabilną stymulację.

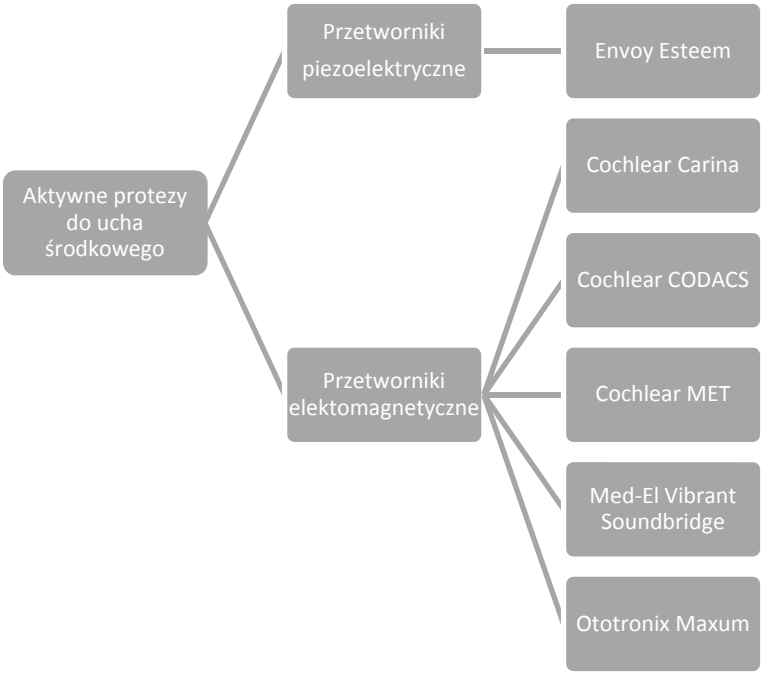
2. PODZIAŁ URZĄDZEŃ WSZCZEPIALNYCH DO UCHA ŚRODKOWEGO

Jednym z najważniejszych kryteriów podziału urządzeń wszczepialnych do ucha środkowego jest rodzaj zastosowanego przetwornika wyjściowego. Aktualnie stosuje się jego dwa podstawowe rodzaje (ryc. 1):

1. Przetworniki elektromagnetyczne – ich działanie oparte jest na zasadzie przepływu prądu zmiennego przez cewkę indukcyjną znajdującą się w polu magnesu stałego. Powstające w tym układzie siły powodują ruchy magnesu pozostające w relacji do natężenia prądu i jego częstotliwości. Tak skonstruowane urządzenie wymusza drgania wybranych struktur ucha środkowego. Cechą charakterystyczną przetworników elektromagnetycz-

nych jest możliwość generacji stosunkowo wysokich ekwiwalentnych poziomów sygnału wyjściowego rzędu 120 dB SPL, szczególnie w zakresie niskich i średnich częstotliwości. Do wad tych urządzeń należy zaliczyć ich podatność na zewnętrzne, zakłócające pola elektromagnetyczne (konieczność ekranowania), a także rozmiary i ciężar. Przytwierdzenie przetwornika elektromagnetycznego do łańcucha kosteczek słuchowych zwiększa jego masę całkowitą, modyfikując drgania całego układu i jego charakterystykę transmisyjną.

2. Przetworniki piezoelektryczne – odznaczają się wysoką sprawnością energetyczną oraz lepszą w porównaniu do przetworników elektromagnetycznych efektywnością w zakresie wysokich częstotliwości. Ich zasada działania opiera się na tak zwanym odwrotnym zjawisku piezoelektrycznym, polegającym na odkształcaniu kryształu pod wpływem przyłożonego do niego zewnętrznego pola elektrycznego.

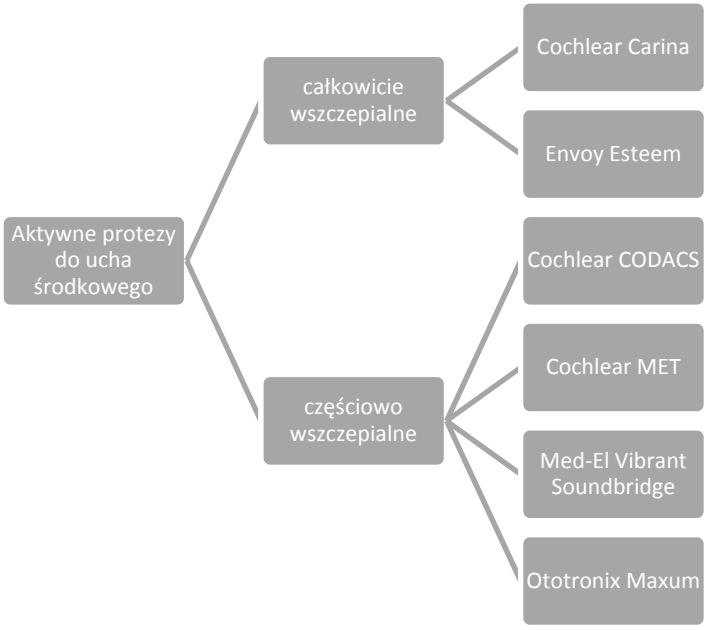


Ryc. 1. Podział aktywnych protez wszczepialnych do ucha środkowego ze względu na rodzaj zastosowanego przetwornika wyjściowego

Kolejnego podziału można dokonać na podstawie zakresu implantacji w ludzkim ciele. Wyróżnia się następujące odmiany urządzeń (ryc. 2):

1. Całkowicie wszczepialne – rozwiązania, w których wszystkie elementy uczestniczące w procesie przetwarzania sygnału, między innymi mikrofon, procesor, przetwornik wyjściowy, a także źródło energii, usytuowane są podskórnie lub/i w obrębie kości skroniowej oraz ucha środkowego.

2. Częściowo wszczepialne – urządzenia, w których co najmniej jeden z elementów uczestniczących w torze przetwarzania sygnału lub ogniwo zasilające umiejscowione jest na zewnątrz ciała lub w przewodzie słuchowym zewnętrznym.



Ryc. 2. Podział aktywnych protez słuchowych ze względu na zakres implantacji

3. CHARAKTERYSTYKA URZĄDZEŃ WSZCZEPIALNYCH DO UCHA ŚRODKOWEGO – BUDOWA, ZASADA DZIAŁANIA

3.1. Cochlear™ CODACS™

3.1.1. Charakterystyka i zakres wskazań

Implant do bezpośredniej stymulacji ślimaka CODACS firmy Cochlear jest jedynym dostępnym na rynku systemem sprzężonym z pasywną protezą do ucha środkowego, używaną powszechnie w zabiegach stapedotomii (tech-

nika operacyjna stosowana w leczeniu otosklerozy). Rozwiązanie to jest dedykowane pacjentom na zaawansowanym etapie choroby, charakteryzującym się między innymi występowaniem niedosłuchu dużego lub głębokiego stopnia o charakterze mieszanym, u których sama interwencja chirurgiczna nie jest w stanie przywrócić prawidłowe słyszenie. W celu właściwej kompensacji komponentu ślimakowego niedosłuchu wymagane jest pooperacyjne protezowanie słuchu za pomocą wybranych aktywnych protez. W przeciwieństwie do konwencjonalnych aparatów słuchowych, które także mogą być zastosowane po zabiegu stapedotomii, implant do bezpośredniej stymulacji ślimaka CODACS nie wypełnia przewodu słuchowego zewnętrznego, co umożliwia jego wykorzystanie przy współwystępujących innych schorzeniach tej części ucha. Aktualnie nie są dostępne opublikowane szczegółowe dane dotyczące zalecanej procedury operacyjnej, parametrów technicznych urządzenia ani precyzyjnych wskazań medycznych.

3.1.2. Budowa i zasada działania

Urządzenie jest rozwiązaniem częściowo wszczepialnym, składającym się z zewnętrznego procesora (zbliżonego konstrukcyjnie do używanych w systemach implantów ślimakowych), pilota oraz elementów implantowanych: cewki odbiorczej, elektroniki implantu, przewodu, systemu pozycjonująco-stabilizującego, elektromagnetycznego przetwornika wyjściowego i podłączonego do niego tak zwanego sztucznego kowadełka. Podobnie jak w innych rozwiązaniach wszczepialnych krytycznym elementem całej procedury, stanowiącym o efekcie, jest właściwe sprzężenie przetwornika wyjściowego z układem słuchowym. W tym przypadku zastosowano unikalny system mocowania (ryc. 3). Składa się on ze specjalnej płytki, mocowanej za pomocą śrub do kości skroniowej, złącza kulkowego oraz mechanizmu zaciskającego. Cały system pozycjonująco-stabilizujący pozwala na precyzyjne usytuowanie sztucznego kowadełka w pobliżu okienka owalnego i połączenie go z pasywną protezą ucha środkowego.

Sygnał z zewnętrznego procesora jest transmitowany drogą radiową do części wewnętrznej (implantu), gdzie po odebraniu przez cewkę odbiorczą i układ elektroniczny zostaje zdekodowany i transformowany do właściwej postaci elektrycznej, a następnie przewodem przekazany do elektromagnetycznego przetwornika wyjściowego. Tam następuje zamiana energii elektrycznej w mechaniczną i w rezultacie wymuszenie drgań w podłączonej poprzez sztuczne kowadełko pasywnej protezie ucha środkowego, umieszczonej w okienku owalnym. Ruchy protezy naśladując naturalne wibracje

strzemiączka, zmieniają miejscowo ciśnienie płynów wewnątrz ślimaka, powodując, zgodnie z teorią Békésy'ego, rozprzestrzenianie się w nim tak zwanej fali wędrującej.

a b



Ryc. 3. Elementy składowe implantu do bezpośredniej stymulacji ślimaka CODACS firmy Cochlear: część wewnętrzna (implant) (a), elementy składowe systemu (procesor, pilot, implant) (b) (zdjęcia dzięki uprzejmości firmy Cochlear © Courtesy of Cochlear Ltd.)

a b

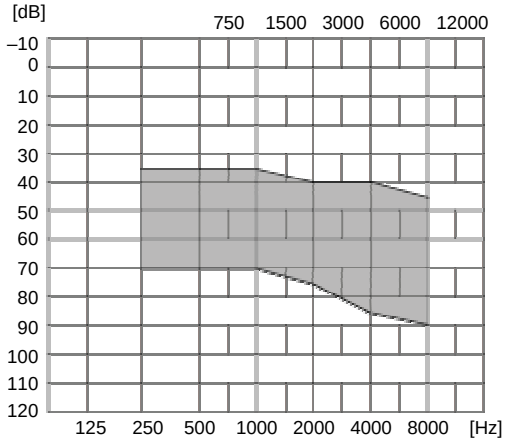


Ryc. 4. Usytuowanie implantu do bezpośredniej stymulacji ślimaka CODACS w ludzkim ciele: usytuowanie systemu w przekroju poprzecznym (a), usytuowanie przetwornika i systemu mocującego (b) (dzięki uprzejmości firmy Cochlear © Courtesy of Cochlear Ltd.)

3.2. Envoy™ Esteem®

3.2.1. Charakterystyka i zakres wskazań do implantacji

Urządzenie firmy Envoy Medical Corp. jest przedstawicielem rodziny całkowicie wszczepialnych protez aktywnych do ucha środkowego. Wyróżnia się zastosowaniem piezoelektrycznych przetworników, a także wyjątkowym rodzajem baterii o bardzo dużej pojemności (*lithum-iodide battery*), pozwalającej na użytkowanie implantu średnio przez sześć lat. Po tym czasie ogniwo zasilające należy wymienić podczas zabiegu chirurgicznego. Charakterystyczną cechą zastosowanej przy implantacji techniki operacyjnej jest konieczność przerwania ciągłości łańcucha kosteczek słuchowych pomiędzy kowadełkiem i strzemiączkiem w celu uniknięcia pętli sprzężenia w obwodzie urządzenia. Usuwa się także około 2–3 mm odnogi długiej kowadełka. Skutkuje to powstaniem dodatkowego komponentu przewodzeniowego niedosłuchu, który nie odgrywa istotnej roli w procesie słyszenia w czasie właściwego funkcjonowania protezy.

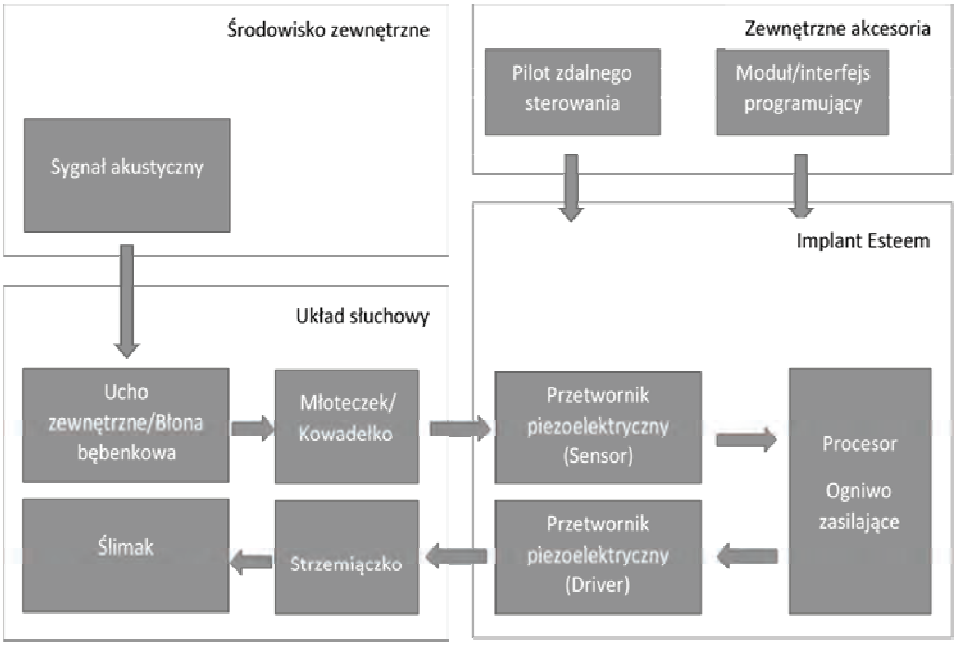


Ryc. 5. Zakres wskazań do urządzenia Esteem Envoy na podstawie audiometrii tonalnej (przewodnictwo powietrzne)

Rozwiązanie to dedykowane jest osobom powyżej 18. roku życia z niedosłuchem typu odbiorczego, stopnia małego do dużego. Bardzo ważną kwestią są odpowiednie rozmiary ucha środkowego i zachowana pełna funkcjonalność ucha zewnętrznego, ponieważ system wykorzystuje błonę bębenkową jako membranę mikrofonu, a same przetworniki wymagają stabilnego umocowania specjalnymi uchwytami w jamie ucha środkowego.

3.2.2. Budowa i zasada działania

Implant Esteem Envoy zasadniczo składa się z dwóch przetworników piezoelektrycznych podłączonych za pomocą przewodów do procesora umieszczonego wraz z baterią zasilającą w jednej hermetycznej kapsule oraz zewnętrznego pilota zdalnego sterowania, pozwalającego pacjentowi na zmianę niektórych parametrów urządzenia, takich jak wybór programów słuchowych czy regulacja głośności (ryc. 6).



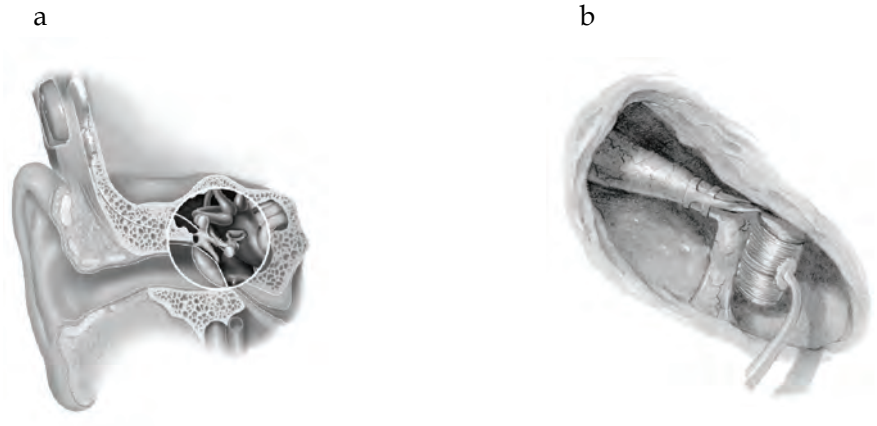
Ryc. 6. Blokowy schemat funkcjonalny urządzenia Esteem Envoy

W rozwiązaniu tym do młoteczka lub kowadełka przymocowana jest końcówka wejściowego przetwornika piezoelektrycznego sensor, która odbiera drgania układu przewodzeniowego (błony bębenkowej i kosteczek słuchowych). Przetwornik ten przetwarza wibracje w sygnał elektryczny, który jest przekazywany do procesora umiejscowionego w kości skroniowej. Tam, po odpowiedniej obróbce, zależnej od zaprogramowanych parametrów i algorytmu, sygnał jest transmitowany do piezoelektrycznego przetwornika wyjściowego (Driver), podłączonego zazwyczaj bezpośrednio do strzemiączka, gdzie następuje transformacja sygnału elektrycznego do postaci drgań mechanicznych układu.

3.3. Med-El™ Vibrant Soundbridge®

3.3.1. Charakterystyka i zakres wskazań do implantacji

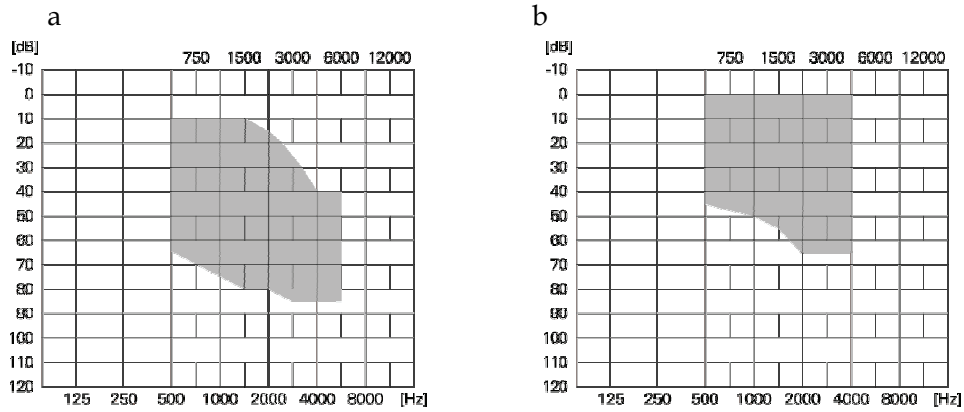
Częściowo wszczepialny system MED-EL Vibrant Soundbridge (VSB) jest najbardziej rozpowszechnionym na świecie aktywnym implantem do ucha środkowego. Swą popularność zawdzięcza szerokiemu zakresowi zastosowań, od niedosłuchów odbiorczych po niedosłuchy przewodzeniowe i mieszane, jak również ograniczonej ingerencji w struktury układu przewodzeniowego. Pierwszy system został wszczepiony w 1996 r. i od tego momentu przeszedł kilka modyfikacji, głównie w zakresie procesora zewnętrznego oraz elementów pomocniczych. Niewielki rozmiar przetwornika i mocowanie, zazwyczaj za pomocą tylko jednego uchwytu, pozwala na zastosowanie omawianej protezy w grupie dorosłych i dzieci od 3. roku życia, minimalizując wpływ rozwoju twarzoczaszki na funkcjonowanie urządzenia.



Ryc. 7. System Vibrant Soundbridge z przetwornikiem umiejscowionym na odnodze długiej kowadełka: usytuowanie wszystkich elementów systemu u człowieka (a), przetwornik FMT umieszczony na odnodze długiej kowadełka (b) (dzięki uprzejmości firmy MED-EL)

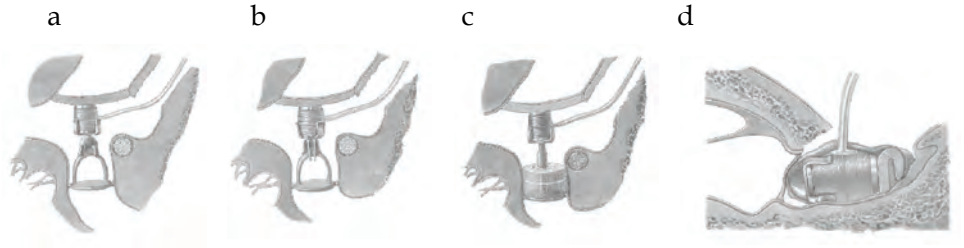
Pierwszym i zarazem podstawowym zakresem zastosowań VSB są niedosłuchy odbiorcze od małego do dużego stopnia, w których przetwornik umieszcza się na odnodze długiej kowadełka za pomocą klipsa mocującego (ryc. 7). Taka forma mocowania umożliwia kontrolowane wzmocnienie drgań układu kosteczek słuchowych przy jednoczesnej nieutrudnionej transmisji naturalnych wibracji powodowanych falą akustyczną docierającą ze środowiska zewnętrznego. Brak elementów konstrukcyjnych urządzenia

w przewodzie słuchowym zewnętrznym zapobiega występowaniu efektu okluzji, a użyty rodzaj stymulacji mechanicznej ogranicza w sposób znaczący efekt sprzężenia zwrotnego, pozwalając szczególnie na kompensację niedosłuchów typu *ski-slope* (ryc. 8a) w sposób bardziej efektywny w porównaniu do protez konwencjonalnych.



Ryc. 8. Zakres wskazań do wszczepienia urządzenia MED-EL Vibrant Soundbridge w niedosłuchach typu odbiorczego na podstawie badania przewodnictwa powietrznego w audiometrii tonalnej (a) oraz typu przewodzeniowego i mieszanego na podstawie badania przewodnictwa kostnego w audiometrii tonalnej (b)

Kolejnym krokiem stała się implementacja VSB w leczeniu niedosłuchów przewodzeniowych i mieszanych. Obecnie możliwe jest przytwierdzenie przetwornika do większości struktur ucha środkowego za pomocą specjalnych sprzęgaczy (*couplers*), umożliwiając efektywną kompensację niedosłuchów przy różnorodnych dysfunkcjach ucha zewnętrznego i środkowego, między innymi atrezji przewodu słuchowego zewnętrznego, mikrocji czy destrukcji kosteczek słuchowych (ryc. 9).

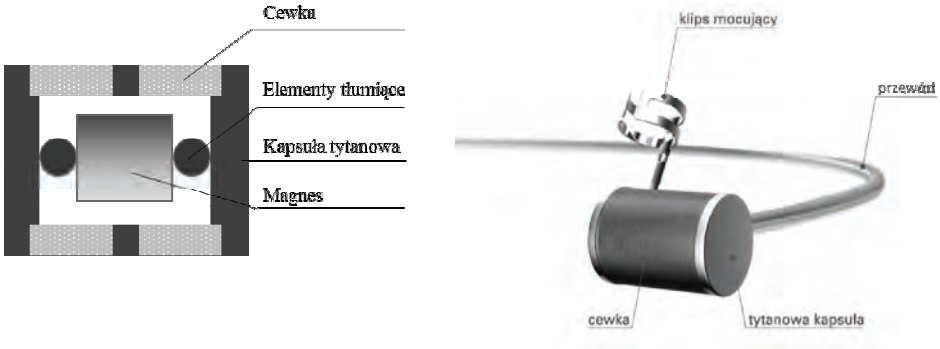


Ryc. 9. Przykłady zastosowania sprzęgaczy w zabiegach implantacji przetwornika FMT: sprzęgacz połączony z główką strzemiączka (a), sprzęgacz połączony z pozostałościami strzemiączka (b), sprzęgacz w kontakcie z płytką strzemiączka (c), sprzęgacz w kontakcie z błoną okienka okrągłego (d) (dzięki uprzejmości firmy MED-EL)

W roku 2005 Colletii zaproponował nową technikę chirurgiczną polegającą na mechanicznej stymulacji ślimaka z wykorzystaniem przetwornika FMT umieszczonego w niszy okienka okrągłego, z zastosowaniem tkanki pośredniczącej. Rok później Skarżyński przeprowadził pierwszy udany zabieg z bezpośrednim umiejscowieniem przetwornika na błonie okienka okrągłego. Przeprowadzone badania w zakresie efektywności stymulacji ucha wewnętrznego tą drogą potwierdziły wysoką skuteczność omawianej metody.

3.3.2. Budowa i zasada działania

Urządzenie składa się z dwóch części: zewnętrznego procesora, wyposażonego w: mikrofon, procesor sygnałowy, magnes, cewkę nadawczą i ogniwo zasilające, oraz wewnętrznej części (implantu) VORP (*Vibrating Ossicular Prosthesis*), który zawiera cewkę odbiorczą, magnes i demodulator połączony przewodem z właściwym przetwornikiem FMT (*Floating Mass Transducer*). Konstrukcja przetwornika jest oparta na magnesie stałym, umieszczonym w hermetycznej, tytanowej kapsule wraz z dodatkowymi elementami tłumiącymi niepożądane drgania. Na kapsułę nawinięta jest cewka, do niej podłączony jest także klips mocujący (ryc. 10).



Ryc. 10. Przekrój i budowa przetwornika FMT (dzięki uprzejmości firmy MED-EL)

Analogicznie do innych rozwiązań częściowo wszczepialnych informacja z zewnętrznego procesora, wykorzystując modulację amplitudową, jest przezskórnie transmitowana drogą radiową do implantu. Sygnał odbierany jest przez cewkę odbiorczą, a następnie, demodulowany w obwodzie elektronicznym i przewodem, dostarczany do FMT. Podobnie jak w klasycznych przetwornikach elektromagnetycznych przepływ prądu przez cewkę powo-

duje ruchy magnesu wewnątrz kapsuły. Ruchy przetwornika zamocowanego do wybranej struktury ucha środkowego wprowadzają ją w drgania, podobnie jak ma to miejsce przy naturalnej transmisji sygnału w uchu środkowym.

a b



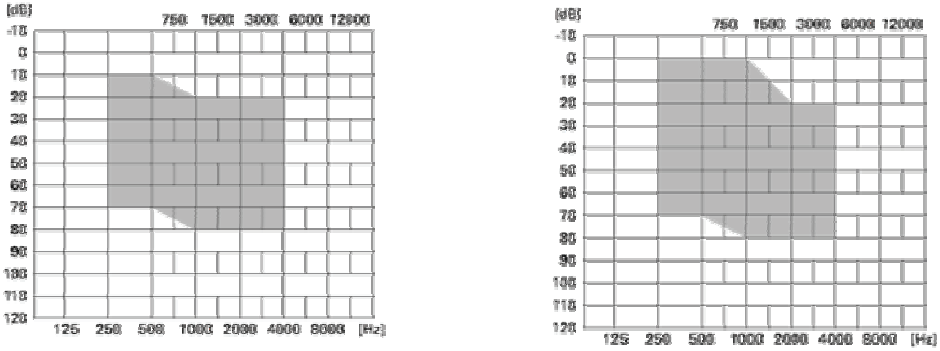
Ryc. 11. Elementy składowe systemu MED-EL Vibrant Soundbridge: procesor (a), implant typu VORP (b) (dzięki uprzejmości firmy MED-EL)

3.4. COCHLEAR™ CARINA® I COCHLEAR™ MET®

3.4.1. Charakterystyka i zakres wskazań do implantacji

Aktywne protezy do ucha środkowego Cochlear MET i Cochlear Carina (wcześniej Otologics™) swoje działanie opierają na podobnie skonstruowanym systemie mocującym oraz przetworniku elektromagnetycznym, dlatego omówione zostaną wspólnie. Zasadniczą różnicą jest fakt, iż w urządzeniu MET procesor cewka nadawcza, mikrofon i ogniwo zasilające są usytuowane w części zewnętrznej (ryc. 13). Należy więc ono do grupy urządzeń częściowo wszczepialnych w przeciwieństwie do systemu Carina, którego wszystkie elementy niezbędne do samodzielnej pracy zostały umiejscowione podskórnie. System MET otrzymał certyfikat CE w Europie w roku 2000 dla zastosowań w grupie osób dorosłych z niedosłuchami odbiorczymi małego do dużego stopnia. System całkowicie wszczepialny Carina doczekał się podobnego certyfikatu w roku 2006, a rok później także dla niedosłuchów rodzaju przewodzeniowego i mieszanego. Obecnie systemy znajdują się w fazie modyfikacji i nieznane są dokładne wskazania do implantacji obu urządzeń. Oryginalny zakres zastosowania urządzenia wszczepialnego Carina na podstawie audiometrii tonalnej przedstawiono na rycinie 12.

a b



Ryc. 12. Zakres wskazań do urządzenia Carina i MET na podstawie wyniku badania audiometrii tonalnej dla niedosłuchów odbiorczych (a), niedosłuchów przewodzeniowych lub mieszanych (b)

Należy wspomnieć, iż system przechodził kilka istotnych modyfikacji konstrukcyjnych związanych między innymi z problemem przemieszczania się mikrofonu po implantacji, występującym okresowo sprzężeniem zwrotnym czy odbiorem przez mikrofon podskórny szumów i zakłóceń łączących się z naturalnymi procesami przebiegającymi w organizmie. Większość problemów zdołano rozwiązać poprzez odpowiednią modyfikację oprogramowania protezy.

3.4.2. Budowa i zasada działania

System Cochlear Carina składa się z trzech podstawowych komponentów: ładowarki, pilota oraz części właściwej implantu. Ładowarka jest specjalnie skonstruowanym urządzeniem, które ze względu na bezpieczeństwo pacjenta wymaga przeprowadzenia specjalnego procesu. W pierwszej kolejności ładowany jest akumulator wewnętrzny ładowarki poprzez sieć elektryczną. Następnie ładowarka zostaje odłączana od sieci i przy użyciu cewki nadawczej z magnesem, drogą indukcyjną, podłączona do implantu, gdzie następuje przezskórne ładowanie akumulatora właściwego protezy. Proces pełnego nagromadzenia energii przez akumulator implantu trwa około 1,5 godz. i jest kontrolowany przez pacjenta. Pacjent ma możliwość włączenia lub wyłączenia systemu Carina, jak również regulacji głośności. Producent zaleca codzienne, jednorazowe doładowanie urządzenia. Pilot pozwala

zaś na bezprzewodowe sterowanie podstawowymi funkcjami protezy poprzez przyłożenie go do skóry w okolicy cewki odbiorczej implantu.

a b



Ryc. 13. System wszczepialny Cochlear MET: implant (a), procesor zewnętrzny (b) (dzięki uprzejmości firmy Cochlear © Courtesy of Cochlear Ltd.)

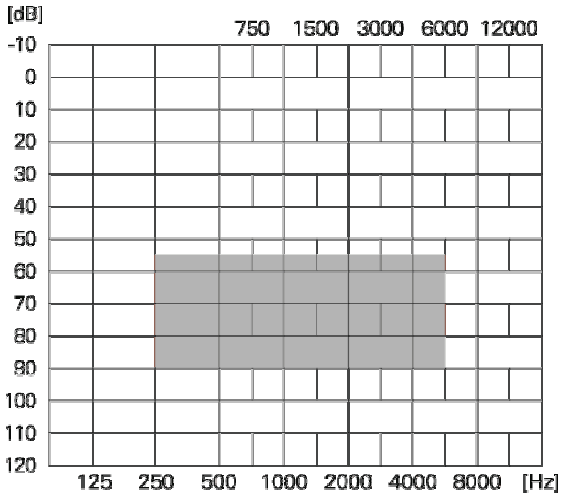
Właściwy implant systemu Carina zawiera: akumulator, procesor, cewkę odbiorczą z magnesem, unikatowy mikrofon podskórny, a także system pozycjonująco-stabilizujący przetwornik w kości skroniowej. Zastosowany przetwornik elektromagnetyczny jest połączony przewodem i konektorem z elektroniką implantu. Konektor pozwala na chirurgiczną wymianę części implantu (na przykład spowodowaną koniecznością wymiany akumulatora lub uszkodzeniem elektroniki) bez potrzeby usuwania całej protezy. Sam przetwornik jest sprzężony z wybraną strukturą ucha środkowego za pomocą określonego elementu pomocniczego.

3.5. System Ototronix™ Maxum®

3.5.1. Charakterystyka i zakres wskazań do implantacji

System Ototronix Maxum jest częściowo wszczepialną protezą do ucha środkowego, której powstanie oparte jest na rozwiązaniu firmy Soundtec™ Direct System®, przeznaczoną dla osób dorosłych z niedosłuchem typu odbiorczego od umiarkowanego do głębokiego stopnia. Cechą szczególną omawianej protezy jest ograniczenie elementów implantowanych w uchu środkowym do niewielkiego magnesu przymocowanego do łańcucha koste-

czek w okolicy stawu kowadełkowo-strzemiączkowego. Zakres wskazań do urządzenia Maxum przedstawiono za pomocą ryciny 14.

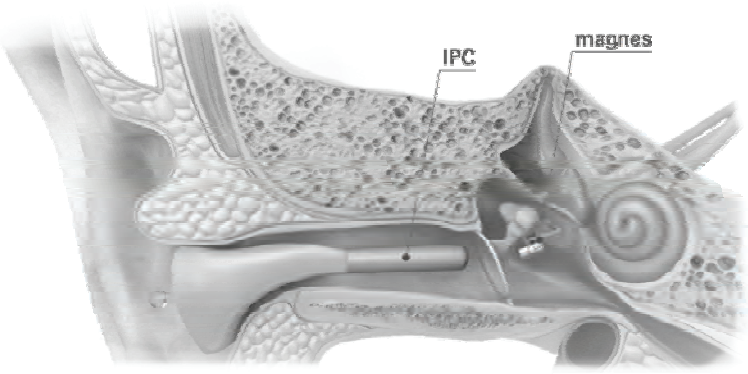


Ryc. 14. Zakres wskazań do urządzenia Maxum na podstawie wyniku badania audiometrii tonalnej (przewodnictwo powietrzne)

Z powodu minimalnej ingerencji chirurgicznej zabieg jest możliwy w znieczuleniu miejscowym. Jako jedyne z dostępnych rozwiązań ma część zewnętrzną całkowicie lub częściowo umiejscowioną w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Ze względu na sposób i rodzaj stymulacji w większości zastosowań możliwa jest znacząca redukcja sprzężenia zwrotnego, minimalizacja efektu okluzji oraz wykonanie zewnętrznej części urządzenia w postaci wewnątrzusznej, podnosząc tym samym walory estetyczne protezy.

3.5.2. Budowa i zasada działania

System składa się z dwóch podstawowych elementów: zewnętrznej części (*Integrated Processor and Coil*, IPC) dostępnej w postaci zausznej lub wewnątrzusznej oraz magnesu umieszczonego w kapsule tytanowej wraz z klipsem mocującym (ryc. 15). Moduł IPC zawiera ogniwo zasilające, procesor oraz cewkę. Koniec IPC powinien znajdować się w odległości około 2 mm od błony bębenkowej, co jest związane z potrzebą optymalnego oddziaływania pola elektromagnetycznego generowanego przez cewkę na implant.



Ryc. 15. Usytuowanie urządzenia Ototronix Maxum w ludzkim ciele (dzięki uprzejmości firmy Ototronix)

Dźwięk docierający do zewnętrznej części urządzenia jest odbierany przez mikrofon, przetwarzany przez procesor i przekazywany do cewki nadawczej znajdującej się w pobliżu błony bębenkowej. Sygnał w postaci fali elektromagnetycznej oddziałuje na magnes umocowany w uchu środkowym, wprowadzając go w drgania, które są bezpośrednio przenoszone na układ przewodzeniowy, stąd określenie *direct system*.

4. KRYTERIA KWALIFIKACJI DO WSZCZEPIENIA URZĄDZEŃ DO UCHA ŚRODKOWEGO

Wszczepienie wybranego urządzenia aktywnego do ucha środkowego powinno być poprzedzone poszerzoną diagnostyką audiologiczną, radiologiczną, a także, w niektórych przypadkach, psychologiczną. Pomimo iż pomiędzy kryteriami włączenia pacjentów do poszczególnych rozwiązań wszczepialnych występują różnice, to można wyodrębnić pewną grupę wskazań wspólnych.

Niedosłuchy typu odbiorczego. Kryteria włączenia do grupy potencjalnych kandydatów:

1. Stabilny w czasie niedosłuch odbiorczy pochodzenia ślimakowego.

2. Przedoperacyjny wynik rozumienia testu słownego pozwalający prognozować poprawę rozumienia mowy w urządzeniu wszczepialnym (kryterium: zwykle dyskryminacja mowy ≥ 50%).

3. Prawidłowa anatomia ucha środkowego.

4. Odpowiednie rozmiary jamy ucha środkowego dla umieszczenia implantu, potwierdzone badaniem tomografii komputerowej.

5. Przed decyzją o implantacji przeprowadzona co najmniej 30-dniowa próba w protezach konwencjonalnych na przewodnictwo powietrzne.

6. Realne oczekiwania związane z protezą.

7. Brak akceptacji protez konwencjonalnych lub trudności z ich użytkowaniem spowodowane względami anatomicznymi lub innymi.

Niedosłuchy typu przewodzeniowego i mieszanego. Kryteria włączenia do grupy potencjalnych kandydatów:

1. Wady wrodzone i nabyte ucha zewnętrznego lub/i środkowego.

2. Stabilny w czasie niedosłuch (krzywa kostna).

3. Przewlekłe zapalenia ucha środkowego i stany zapalne zewnętrznego przewodu słuchowego.

4. Niesymetryczny lub jednostronny niedosłuch typu przewodzeniowego bądź mieszanego.

5. Przedoperacyjny wynik rozumienia testu słownego pozwalający prognozować poprawę rozumienia mowy w urządzeniu wszczepialnym (kryterium: zwykle dyskryminacja mowy ≥ 50%).

6. Odpowiednie rozmiary jamy ucha środkowego dla umieszczenia implantu, potwierdzone badaniem tomografii komputerowej.

7. Przed decyzją o implantacji przeprowadzona co najmniej 30-dniowa próba w protezach konwencjonalnych na przewodnictwo kostne lub powietrzne.

8. Realne oczekiwania związane z protezą.

9. Brak akceptacji protez konwencjonalnych lub trudności z ich użytkowaniem spowodowane względami anatomicznymi bądź innymi.

Należy podkreślić, iż bez względu na rodzaj urządzenia wszczepialnego istnieją także istotne kryteria wyłączające pacjenta z grupy potencjalnych kandydatów do wszczepienia protezy i między innymi są nimi:

1. Zawroty głowy lub/i choroba Ménière'a.

2. Infekcje w obrębie kości skroniowej.

3. Fluktuujące progi przewodnictwa powietrznego lub kostnego około jednego roku przed zabiegiem o wartość większą niż 15 dB dla dwóch lub więcej częstotliwości w przedziale 500–4000 Hz.

4. Zaburzenia centralnego przetwarzania informacji.

5. Uczulenie na materiały, z którego wykonana jest proteza.

6. Niestabilny stan psychofizyczny pacjenta.

Podjęcie, przez grono specjalistów zaangażowanych w proces kwalifikacyjny, decyzji o możliwości wszczepienia protezy nie jest możliwe bez pogłębionej wiedzy dotyczącej stanu zdrowotnego pacjenta, szczególnie jego chorób przewlekłych, i oczekiwań związanych z urządzeniem. Świadoma zgoda pacjenta powinna być poprzedzona przekazaniem mu przez specjalistów wyczerpujących informacji na temat działania protezy, potencjalnych nieprawidłowości czy możliwych zakłóceń działania w trakcie jej użytkowania, jak również ograniczeń w diagnostyce obrazowej po wszczepieniu implantu ze względu na konstrukcyjne elementy magnetyczne i indukcyjne implantów.

5. TECHNIKA CHIRURGICZNA I OPIEKA POOPERACYJNA

Operacja wszczepienia aktywnego implantu do ucha środkowego w swoich zasadniczych krokach jest podobna do zabiegu wszczepienia implantu ślimakowego. Rozpoczyna się od usunięcia owłosienia w okolicy operowanej i wstępnego oznaczenia markerem linii cięcia. Cięcie skórne długości około 2–3 cm, prowadzone w rowku zamałżowinowym, jest cięciem kosmetycznym, a blizna po zagojeniu pozostaje niewidoczna. Kolejnym krokiem jest odwarstwienie tkanek i dotarcie do powierzchni kości skroniowej, po czym wykonuje się tak zwaną antromastoidektomię polegającą na otwarciu wyrostka sutkowatego i usunięciu jego zawartości. Rzadziej występuje sytuacja, gdy wyrostek sutkowaty jest już otwarty po wcześniejszych zabiegach operacyjnych. Wówczas zachodzi konieczność odpreparowania naskórka wyścielającego jamę wyrostka w celu dotarcia do jamy ucha środkowego i kosteczek słuchowych. Następnie zaleca się technikę polegającą na wykonywaniu zagłębienia w kości skroniowej dla wewnętrznej części implantu. Są jednak metody, w których urządzenie umieszcza się w kieszeni wytworzonej przez tkanki miękkie bezpośrednio na kości. Sposób mocowania implantu w tkance kostnej i uchu środkowym jest odmienny w każdym z przedstawionych urządzeń, a dokładniejszy opis wykracza poza ramy tej publikacji i może być znaleziony w licznych źródłach. Czas trwania operacji jest pochodną stopnia skomplikowania urządzenia i waha się od około $^1/_2$ do ponad 3 godz. Zakończenie operacji polega na umocowaniu części wewnętrznej implantu w kości skroniowej za pomocą cementu szkłojonomerycznego lub specjalnych śrub oraz zamknięciu pola operacyjnego szwami podskórnymi i skórnymi, a następnie zabezpieczeniu go opatrunkiem (zazwyczaj usuwanym na drugi dzień po zabiegu). Kolejna wizyta pacjenta,

w celu usunięcia szwów, a także oceny procesu gojenia ma miejsce około 10 dni po operacji. Aktywacja urządzenia odbywa się zazwyczaj około 3 do 6 tygodni po operacji. Operacje wszczepienia implantu ucha środkowego choć rzadko, to jednak związane są z pewnym odsetkiem możliwych powikłań. Wśród nich wymienić można: zwykle łagodne i przemijające zawroty głowy, zaburzenia czucia smaku, związane z podrażnieniem struny bębenkowej (nerw przebiegający w jamie bębenkowej), bóle głowy czy krwiaki okolicy operowanej. Znacznie rzadziej zdarzają się zakażenia tkanki podskórnej i części wewnętrznej implantu, a wyjątkowo rzadko niedowłady i porażenia nerwu twarzowego czy trwałe przesunięcia progów słyszenia. Wszelkie powikłania powinny zostać jak najwcześniej rozpoznane i leczone w ośrodku, w którym wykonano zabieg, w ścisłej współpracy z chirurgiem operującym.

Opieka pooperacyjna nad pacjentami z implantem ucha środkowego nie kończy się na podłączeniu procesora. Pacjentom zaleca się wizyty kontrolne, zazwyczaj kilka razy w roku. Podczas wizyt rutynowo badany jest narząd słuchu, ocenia się funkcjonowanie urządzenia, następuje także dostosowanie parametrów protezy do danych obiektywnych i indywidualnych potrzeb pacjenta.

PODSUMOWANIE

Dynamiczny rozwój technologiczny, miniaturyzacja elementów składowych urządzeń elektronicznych, a także znaczące postępy w wykorzystaniu atraumatycznych technik chirurgicznych umożliwiły, w ostatnich latach, wprowadzenie na rynek nowoczesnych rozwiązań wszczepialnych do ucha środkowego, będących alternatywą dla konwencjonalnych aparatów słuchowych. Ze względu na specyficzny zakres wskazań do implantacji wypełniają one pewną niszę, zapewniając pacjentom możliwość efektywnego protezowania różnego rodzaju, najczęściej nietypowych konfiguracji niedosłuchów i pozwalając jednocześnie na eliminację wielu współwystępujących problemów, między innymi natury anatomicznej, dermatologicznej czy psychospołecznej. Pomimo niewątpliwych zalet i atrakcyjności przedstawionych powyżej rozwiązań należy pamiętać o ich istotnych ograniczeniach, szczególnie w zakresie kompensacji komponentu odbiorczego niedosłuchu, jak również o wysokich kosztach zakupu urządzeń i powiązanych procedurach medycznych.

Bibliografia

Barbara M., Manni V., Monini S., 2008, *Totally implantable middle ear device for rehabilitation of sensorineural hearing loss: preliminary experience with the Esteem(R), Envoy*, Acta Otolaryngol., 31, s. 1–4.

Bruschini L., Forli F., Santoro A., Bruschini P., Berrettini S., 2009, *Fully implantable Otologics MET Carina device for the treatment of sensorineural hearing loss. Preliminary surgical and clinical results*, Acta Otorhinolaryngol. Ital., Apr., 29(2), s. 79–85.

Busch S., Kruck S., Spickers D., Leuwer R., Hoth S., Praetorius M., Plinkert P.K., Mojallal H., Schwab B., Maier H., Lenarz T., 2013, *First clinical experiences with a direct acoustic cochlear stimulator in comparison to preoperative fitted conventional hearing aids*, Otol. Neurotol., Dec., 34(9), s. 1711–1718.

Colletti V., Soli S.D., Carner M., Colletti L., 2006, *Treatment of mixed hearing losses via implantation of a vibratory transducer on the Round Window*, Int. J. Audiol., 45(10), s. 600–608.

Olszewski L., Ratuszniak A., Obrycka A., Porowski M., Skarżyński P.H., Pastuszak A., Skarżyński H., 2011, *Middle Ear Implant – a chance for elimination of certain restrictions on sound reception tied with the hearing aids in the partial deafness treatment*, 10th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation (ESPCI Greece 2011), Medimond., s. 25–28.

Rajan G.P., Lampacher P., Ambett R., Dittrich G., Kuthubutheen J., Wood B., McArthur A., Marino R., 2011, *Impact of Floating Mass Transducer coupling and positioning in Round Window Vibroplas*ty, Otol. Neurotol., 32(2), s. 271–277.

Skarzyński H., Olszewski L., Skarzyński P.H., Lorens A., Piotrowska A., Porowski M., Mrowka M., Pilka A., 2014, *Direct round window stimulation with the Med-El Vibrant Soundbridge: 5 years of experience using a technique without interposed fascia*, Eur. Arch. Otorhinolaryngol., 271(3), s. 477-482.

Skarzyński P.H., Skarzyński H., Lorens A., 2011, *Skarzynski PDT (Partial Deafness Treatment) classification*, 10th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation (ESPCI Greece 2011), Medimond., s. 183–186.

Zwartenkot J.W., Hashemi J., Cremers C.W., Mulder J.J., Snik A.F., 2013, *Active middle ear implantation for patients with sensorineural hearing loss and external otitis: long-term outcome in patient satisfaction*, Otol. Neurotol., 34(5), s. 855–861.

MICHAŁ KARLIK, PIOTR ŚWIDZIŃSKI

IMPLANTY ŚLIMAKOWE, HYBRYDOWE, PNIOWE

Implanty ślimakowe to urządzenia elektroniczne, których elektroda wprowadzana jest do ślimaka. Dostarczają bodźców elektrycznych (stymulacja elektryczna) do zakończeń nerwu słuchowego u osób z obustronną głuchotą lub z obustronnym głębokim niedosłuchem typu odbiorczego dla wszystkich częstotliwości.

Implanty hybrydowe to urządzenia zbliżone do implantów ślimakowych, wykorzystujące dodatkowo stymulację akustyczną (stymulacja elektroakustyczna), stosowane u osób z obustronnym głębokim niedosłuchem typu odbiorczego dla wysokich częstotliwości.

Implanty pniowe to urządzenia elektroniczne, których elektroda wprowadzana jest do pnia mózgu, dostarczające bodźców elektrycznych (stymulacja elektryczna) do okolicy jąder ślimakowych w pniu mózgu u osób z obustronną głuchotą o lokalizacji pozaślimakowej.

Wszystkie powyższe rodzaje urządzeń wprowadzane są chirurgicznie.

1. ZARYS HISTORII ELEKTROSTYMULACJI

Pierwsze wzmianki dotyczące wykorzystania stymulacji elektrycznej sięgają XVIII w. Wtedy Luigi Galvani zwrócił uwagę na związek pomiędzy skurczami mięśni a „energią elektryczną zawartą w nerwach". Także Alessandro Volta zauważył, że po wprowadzeniu dwóch metalowych prętów do własnego przewodu słuchowego zewnętrznego (wypełnionego roztworem soli kuchennej) oraz podłączeniu ich do źródła prądu elektrycznego pojawiły się wrażenia dźwiękowe.

W 1957 r. André Djurno i Charles Eyriès, podczas operacji rekonstrukcji nerwu twarzowego, z powodu jego porażenia w przebiegu perlakowego zapalenia ucha środkowego, wprowadzili pod skórę cewkę, a aktywną elektrodę umieścili na odsłoniętych zakończeniach niewielkiego kikuta nerwu słuchowego. Po kilku dniach u pacjenta uzyskano pierwsze wrażenia dźwiękowe.

Na początku lat 60. XX w. w Stanach Zjednoczonych prace badawcze rozpoczął William House. W 1973 r. dokonał operacji wszczepienia jednokanałowej elektrody wewnątrzślimakowej, a od połowy lat 80. wykonywał te operacje u dzieci w wieku 8–10 lat.

Pierwsze polskie doniesienia na temat leczenia głuchot ślimakowych metodą elektrostymulacji przedstawił, w 1984 r., Bożydar Latkowski, projektując i wykonując, opierając się na założeniach Williama Housa, elektrostymulator diagnostyczny.

W Polsce pierwszej operacji założenia implantu ślimakowego dokonał, w połowie 1992 r., Henryk Skarżyński (w Akademii Medycznej w Warszawie). W styczniu 1994 r. rozpoczęto podobny program w Akademii Medycznej w Poznaniu (Witold Szyfter). Aktualnie implantacje ślimakowe w Polsce wykonywane są głównie w Kajetanach pod Warszawą (Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu), w Poznaniu (Uniwersytet Medyczny w Poznaniu), w Warszawie (Uniwersytet Medyczny w Warszawie), a także w: Katowicach, Białymstoku, Lublinie, Bydgoszczy, Szczecinie, Łodzi oraz Gdańsku.

Pierwszych skutecznych prób elektrostymulacji okolicy jąder ślimakowych w pniu mózgu, w przypadku braku możliwości stymulacji elektrycznej zakończeń nerwowych w ślimaku, dokonali William House i William Hitselberger w 1979 r. W Polsce pierwszą operację wszczepienia implantu pniowego przeprowadził Henryk Skarżyński w 1998 r.

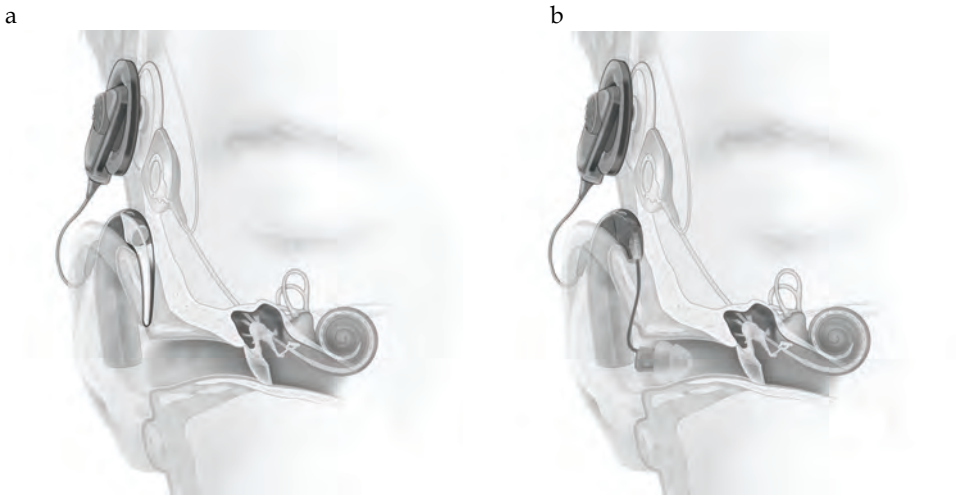
2. BUDOWA I ZASADA DZIAŁANIA

Budowa implantów ślimakowych, hybrydowych i pniowych jest zbliżona. Zasadnicze różnice polegają na wymiarach i kształcie elektrody oraz ewentualnym zastosowaniu komponentu akustycznego w przypadku stymulacji elektroakustycznej (implanty hybrydowe).

Obecnie implanty produkowane są przez następujące firmy: Cochlear, MED-EL, Advanced Bionics i Neurelec.

W budowie tych urządzeń należy uwzględnić część zewnętrzną (umieszczaną na głowie pacjenta) oraz część wewnętrzną (wprowadzaną

chirurgicznie). Część zewnętrzna odbiera sygnały akustyczne i po odpowiednim przekształceniu dostarcza je do części wewnętrznej drogą elektromagnetyczną. Część wewnętrzna odbiera je i dostarcza do elektrody umieszczonej w ślimaku (implanty ślimakowe/hybrydowe) lub w pniu mózgu (implanty pniowe). W przypadku implantów hybrydowych część zewnętrzna, po analizie sygnału, dostarcza część informacji akustycznej do części wewnętrznej implantu, a część informacji, po odpowiednim wzmocnieniu drogą akustyczną, przewodzeniową, do ucha (ryc. 1).



Ryc. 1. Schemat działania implantu ślimakowego (b) i hybrydowego (b) (materiały firmy Cochlear)

2.1. Część zewnętrzna

Część zewnętrzna składa się z tak zwanego procesora dźwięku (określanego dawniej jako procesor mowy), przewodu łączącego/transmisyjnego oraz cewki nadawczej/transmisyjnej.

Dźwięk z otoczenia odbierany jest przez mikrofon części zewnętrznej i po odpowiednim przetworzeniu przesyłany do części wewnętrznej. Przetworzenie sygnału polega na: przekształceniu sygnału akustycznego w elektryczny, poprawie stosunku sygnału do szumu w przedwzmacniaczu, analizie sygnału (w dziedzinie natężenia, częstotliwości i czasu) przez specjalny procesor (*digital signal processor*, DSP), przekształceniu w odpowiednio zakodowany sygnał. Jest on dostarczany przewodem transmisyjnym do cewki

nadawczej, która za pomocą częstotliwości radiowej (RF) przesyła sygnał do cewki odbiorczej części wewnętrznej. Obie cewki znajdują się w niewielkiej odległości dzięki magnesom umieszczonym centralnie w obu cewkach. Sygnał radiowy służy dodatkowo jako nośnik energii elektrycznej do zasilania części wewnętrznej. Część zewnętrzna systemu (bez cewki nadawczej i przewodu transmisyjnego) bardzo często nazywana jest procesorem mowy lub procesorem dźwięku.

Budowa części zewnętrznej implantu pniowego nie różni się od budowy implantu ślimakowego. W przypadku implantu hybrydowego część zewnętrzna zaopatrzona jest dodatkowo w komponent akustyczny, który dostarcza odpowiednie dźwięki do przewodu słuchowego zewnętrznego. Procesor dźwięku decyduje, na podstawie ustawionych parametrów stymulacji elektrycznej, o informacjach przesyłanych do części wewnętrznej oraz komponentu akustycznego.

2.2. Część wewnętrzna

Część wewnętrzna składa się z wewnętrznej cewki odbiorczej, stymulatora/przetwornika oraz elektrody umieszczanej w ślimaku/pniu mózgu. Sygnał odebrany przez antenę wewnętrzną dociera do wewnętrznego procesora (DSP) w stymulatorze/przetworniku i jest przekształcany na kod cyfrowy, według którego wytwarzane są impulsy elektryczne. Impulsy te dostarczane są do kontaktów/styków umieszczonych na elektrodzie (*electrode array*), wprowadzanej do ślimaka lub pniu mózgu. Te kontakty/styki określane są także terminem „elektroda". Zatem, pod pojęciem „elektrody" rozumieć należy, w zależności od kontekstu, albo pojedynczy kontakt na matrycy, albo cały zestaw elektrod na odpowiednim nośniku.

Za elektrodę uziemiającą (odniesienia) może służyć, w zależności od producenta oraz wybranego trybu stymulacji elektrycznej, inna elektroda na matrycy umieszczonej w ślimaku/pniu mózgu, elektroda zewnątrzślimakowa pod mięśniem skroniowym czy w obrębie przetwornika.

W przypadku implantów ślimakowych (hybrydowych) elektroda wprowadzana do ślimaka ma różną długość oraz różną liczbę i kształt kontaktów/styków (np. pierścienie, półpierścienie). Elektrody w implantach do stymulacji elektroakustycznej są znacznie krótsze (stymulacja elektryczna jedynie części ślimaka odpowiedzialnej za odbiór wysokich częstotliwości).

Stosuje się również szczególne elektrody, na przykład podwójne (*split*, *double*) w przypadku zarośniętych ślimaków w przebiegu zapalenia opon mózgowo-rdzeniowych. W takiej sytuacji jedna część elektrody wprowa-

dzana jest do zakrętu podstawnego, a druga do zakrętu środkowego ślimaka.

Elektroda implantu pniowego ma kształt płytki o wymiarach około 8 x 3 mm, na której znajdują się kontakty/styki.

3. ZASADY I KRYTERIA KWALIFIKACJI

3.1. Implanty ślimakowe

3.1.1. Podstawowe kryteria u dzieci i dorosłych

Implanty ślimakowe stosowane są u osób z obustronną głuchotą lub obustronnym głębokim niedosłuchem odbiorczym, u których próg słuchu w audiometrii tonalnej przekracza 70 dB HL, a rozumienie mowy nie osiąga 50% i nie stwierdza się wystarczającego zysku przy zaprotezowaniu słuchu aparatami słuchowymi. W ocenie kwalifikacyjnej dokonuje się oceny stanu słuchu z wykorzystaniem metod subiektywnych (audiometria tonalna, audiometria mowy), jak i obiektywnych (otoemisja akustyczna, audiometria impedancyjna, audiometria odpowiedzi elektrycznych z pnia mózgu). Po potwierdzeniu stopnia niedosłuchu badania uzupełnia się między innymi o ocenę psychologiczną (określenie motywacji pacjenta lub jego środowiska), logopedyczną (współocena aktualnych zachowań słuchowych, określenie dominującego sposobu komunikowania się). W celu wykluczenia wad rozwojowych wykonuje się badania radiologiczne (tomografię komputerową czy tomografię rezonansu magnetycznego głowy). Decyzja o zakwalifikowaniu pacjenta do operacji podejmowana jest na podstawie kompleksowych badań klinicznych.

Za dolną granicę wieku przyjmuje się 12 miesięcy (implantacja poniżej 12. miesiąca życia może zwiększać ryzyko powikłań związanych ze znieczuleniem), jednakże w niektórych ośrodkach implantowane są także młodsze dzieci.

Wprowadzony w Polsce od 2003 r. Program Powszechnych Badań Przesiewowych Słuchu u noworodków umożliwił wczesne wykrywanie zaburzeń słuchu, jak i wczesną interwencję audiologiczną. Odpowiednio wczesne zaprotezowanie aparatami słuchowymi oraz wczesne wdrażanie elementów wychowania słuchowego przyspieszają rozwój zachowań słuchowych i umożliwiają ich ocenę przed ukończeniem pierwszego roku życia, a w przypadku niewystarczającego zaprotezowania u dzieci z głębokim niedo-

słuchem typu odbiorczego – wczesną implantację ślimakową. Przyjmuje się, że okres obserwacji skuteczności dotychczasowego zaprotezowania aparatami słuchowymi powinien wynosić około 6 miesięcy. Po tym czasie można podjąć decyzję o ewentualnej kwalifikacji do implantacji ślimakowej.

Jedynie w przypadku obustronnej głuchoty w przebiegu zapalenia opon mózgowo-rdzeniowych odstępuje się od tej reguły, dążąc do jak najwcześniejszej diagnostyki i implantacji ślimakowej ze względu na ryzyko zarośnięcia przestrzeni płynowych ślimaka.

3.1.2. Poszerzone wskazania do implantacji ślimakowych

Do poszerzonych wskazań do implantacji ślimakowych zaliczyć należy między innymi wady rozwojowe ucha wewnętrznego czy obecność dodatkowych wad. W wadach rozwojowych ucha wewnętrznego, które przed laty były przeciwwskazaniem do zabiegu, także aktualnie wykonywane są zabiegi implantacji ślimakowych, po dokładnym rozważeniu ewentualnych korzyści i ryzyka operacyjnego. Także dodatkowe obciążenia, jak wady w zakresie narządu ruchu, wzroku, opóźnienie w rozwoju, spektrum zaburzeń autystycznych, nie są obecnie jednoznacznym przeciwwskazaniem. Takie osoby, w przypadku przewidywanego w badaniach kwalifikacyjnych zysku z implantacji, także kwalifikuje się do implantacji ślimakowych.

3.1.3. Stymulacja bimodalna

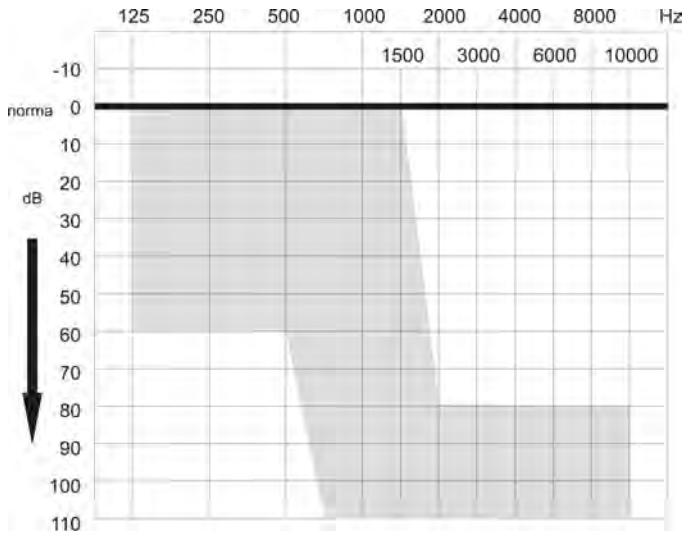
Terminem „stymulacja bimodalna" określa się zastosowanie stymulacji elektrycznej (implant ślimakowy/pniowy) po jednej stronie, a stymulacji akustycznej (aparat słuchowy) po drugiej stronie. W latach 90. XX w. i na początku ubiegłej dekady głównym wskazaniem do implantacji ślimakowej było obustronne całkowite upośledzenie słuchu, dlatego niewiele osób korzystało z zaprotezowania drugiego ucha na drodze akustycznej ze względu na brak zysku z tych urządzeń. W związku ze stopniowym poszerzaniem kryteriów audiologicznych do operacji założenia wszczepu ślimakowego aktualnie implantowane są osoby z głębokim obustronnym niedosłuchem, często nieznacznie asymetrycznym, zasadniczo po stronie gorzej słyszącego ucha. W takich przypadkach przy odpowiednim zaprotezowaniu akustycznym ucha lepszego mamy do czynienia ze stymulacją bimodalną.

3.1.4. Stymulacja bilateralna

Początkowo implantowane były osoby wyłącznie z obustronną głuchotą po jednej stronie. Aktualnie zmienia się podejście do implantowania obustronnego. Po pierwszym okresie implantowania po jednej stronie coraz więcej pojawia się informacji, doniesień, coraz częstsze są dyskusje o obustronnym zaopatrywaniu we wszczepy ślimakowe osób z głębokim ubytkiem słuchu. Implantacje obustronne mogą być wykonywane jednoczasowo (symultanicznie) lub w odstępie czasu (sekwencyjnie). Poszczególne ośrodki reprezentują różne podejście do tego zagadnienia.

3.2. Implanty hybrydowe

Implanty hybrydowe stosowane są w przypadku głębokich niedosłuchów wysokoczęstotliwościowych. Ważną cechą uwzględnianą w kwalifikacji do tego typu postępowania jest stabilność progów słuchowych. Stwierdzenie progresji niedosłuchu powinno być przeciwwskazaniem do założenia implantu hybrydowego (ryc. 2).



Ryc. 2. Audiogram z naniesionym polem do stosowania implantów hybrydowych

3.3. Implanty pniowe

Głównym wskazaniem do założenia implantu pniowego jest obustronna głuchota u osób z obustronnymi nerwiakami nerwu słuchowego, najczęściej w przebiegu neurofibromatozy typu 2 (NF2). Innym wskazaniem jest obustronna głuchota z powodu obustronnego przerwania ciągłości nerwów słuchowych czy obustronnej aplazji nerwów ślimakowych. Niektórzy autorzy przedstawiają także przypadki implantacji pniowych w bardzo zaawansowanych wadach rozwojowych ślimaków czy w ich całkowitej ossyfikacji (Coletti, 2006).

3.4. Implanty do innych pięter drogi słuchowej

Poza dotychczas stosowanymi miejscami stymulacji elektrycznej (ślimak, pień mózgu) w badaniach klinicznych stale poszukuje się innych rozwiązań, które mogą zwiększyć efektywność stymulacji elektrycznej.

3.4.1. Implanty do nerwu słuchowego

Główne cele badań nad bezpośrednią stymulacją nerwu słuchowego z zastosowaniem implantów penetrujących (*penetrating implants*) to: zmniejszenie zapotrzebowania na energię elektryczną, stymulację elektryczną bardzo niskich częstotliwości (nieosiągalne przy aktualnie stosowanych elektrodach wewnątrzślimakowych), zmniejszenie interferencji pomiędzy jednocześnie stymulowanymi elektrodami, jak i zmniejszenie możliwości stymulacji nerwu twarzowego, obserwowanej u pacjentów z otoskleroza (Middlebrooks, 2007; Theunisse, 2012).

3.4.2. Implanty do śródmózgowia

Ograniczone korzyści słuchowe ze stosowanych implantów pniowych u osób z obustronnymi nerwiakami nerwu słuchowego powodują poszukiwania innych miejsc stymulacji. Trwają badania nad zastosowaniem implantów słuchowych do śródmózgowia (*auditory midbrain implant*, AMI). Są one wprowadzane w okolicę wzgórka dolnego (*inferior colliculus*) (Lenarz, 2007).

4. OPERACJA I POMIARY ŚRÓDOPERACYJNE

4.1. Podstawowe etapy operacji

Operacja dokonywana jest w znieczuleniu ogólnym, najczęściej z dojścia przez wyrostek sutkowaty. Po wykonaniu cięcia w okolicy zamałżowinowej, odpreparowaniu tkanek, otwierany jest wyrostek sutkowaty. Następnie przygotowywane jest miejsce pod przetwornik/stymulator części wewnętrznej. Kolejny etap to otwarcie jamy bębenkowej drogą tympanotomii tylnej. Elektrodę do ślimaka wprowadzić można albo poprzez wytworzenie otworu w ślimaku (kochleostomii), albo poprzez nacięcie błony okienka okrągłego. Zdania na temat korzyści płynących z danego sposobu wprowadzenia elektrody są podzielone między zwolennikami poszczególnych metod.

W celu zachowania pozostałego słuchu i zastosowania stymulacji elektroakustycznej elektrodę wprowadza się poprzez okienko okrągłe.

Istnieją także inne, stosowane w bardzo wyjątkowych przypadkach, sposoby dojścia do ślimaka, na przykład dojście poprzez środkowy dół czaszki.

W przypadku implantów pniowych do dna zachyłka bocznego komory IV (okolica jąder ślimakowych) dochodzi się z dostępu przezbłędnikowego lub tylnozatokowego. Podobnie jak dla implantów ślimakowych, przygotowywane jest także miejsce pod przetwornik/stymulator części wewnętrznej.

4.2. Pomiary śródoperacyjne

4.2.1. Impedancje elektrod

Celem tego pomiaru jest określenie impedancji elektrycznej dla każdej z elektrod. Elektrody o nieprawidłowych wartościach impedancji z reguły są wyłączane podczas programowania procesora mowy.

4.2.2. Elektrycznie wywołany odruch z mięśnia strzemiączkowego

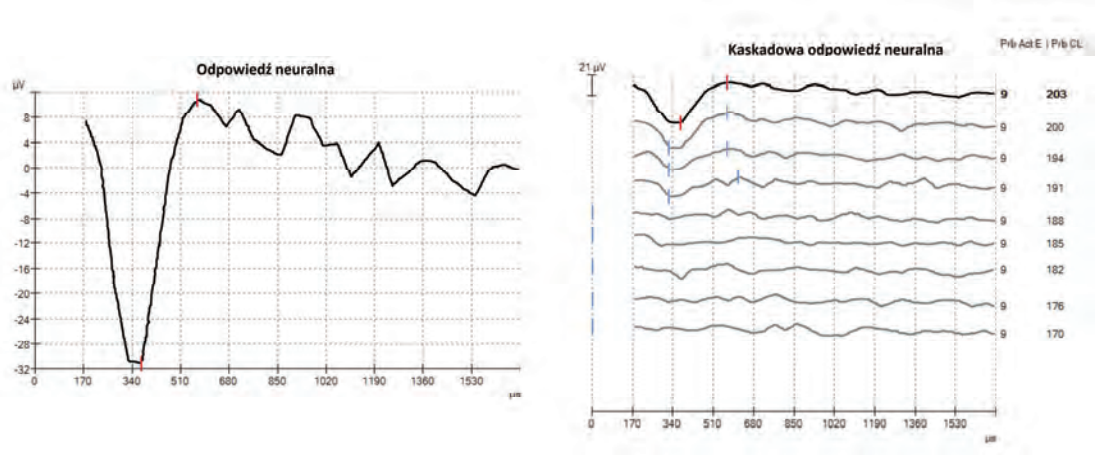
Pomiar przeprowadzany jest w celu określenia poziomu stymulacji elektrycznej, który wywołuje odruch strzemiączkowy. Po wprowadzeniu elektrody do ślimaka podawane są na poszczególne kontakty impulsy elektryczne przy

jednoczesnej obserwacji pod mikroskopem mięśnia strzemiączkowego. Przy odpowiednio wysokim poziomie zauważa się skurcz tego mięśnia. Określana jest wartość stymulacji elektrycznej, przy której pojawia się odruch strzemiączkowy. Istnieje duża zależność między poziomem progu odruchu z mięśnia strzemiączkowego a maksymalnym poziomem komfortu stymulacji elektrycznej określanym podczas programowania procesora mowy.

4.2.3. Elektrycznie wywołany potencjał czynnościowy nerwu słuchowego

Elektrycznie wywołany potencjał czynnościowy (ECAP) nerwu słuchowego rejestrowany jest dzięki zastosowaniu telemetrii. Umożliwiają to odpowiednie elementy implantu, jak i specjalistyczne oprogramowanie. Do stymulacji oraz rejestracji odpowiedzi wykorzystuje się elektrody wewnątrzślimakowe. Zarejestrowanie ECAP wskazuje poziom stymulacji, przy którym obecne są wrażenia słuchowe, a także potwierdza odpowiedź nerwu słuchowego na stymulację elektryczną. Pomiar ten wykorzystywany jest do określania po-

a b



Ryc. 3. Przykład zapisu elektrycznie wywołanego potencjału czynnościowego nerwu słuchowego: pojedynczy potencjał (a), szereg natężeniowy zmierzony u pacjenta z implantem ślimakowym firmy Cochlear, z zastosowaniem oprogramowania *CustomSound EP* (b)

ziomów stymulacji elektrycznej (progowej i górnych wartości), jakkolwiek obserwuje się dużą zmienność w tym zakresie. Przydatny jest fakt, iż poziom ECAP znajduje się pomiędzy poziomami progowej i górnej wartości stymulacji elektrycznej (ryc. 3).

4.2.4. Elektrycznie wywołane odpowiedzi z pnia mózgu

Rejestracja tych potencjałów ma kluczowe znaczenie podczas operacji założenia implantu pniowego i umożliwia odpowiednią lokalizację elektrody. Brak odpowiedzi po założeniu elektrody jest wskazówką nieznacznej zmiany jej położenia. Pomiary wykonuje się do czasu uzyskania wyraźnych odpowiedzi dla większości kombinacji par elektrod.

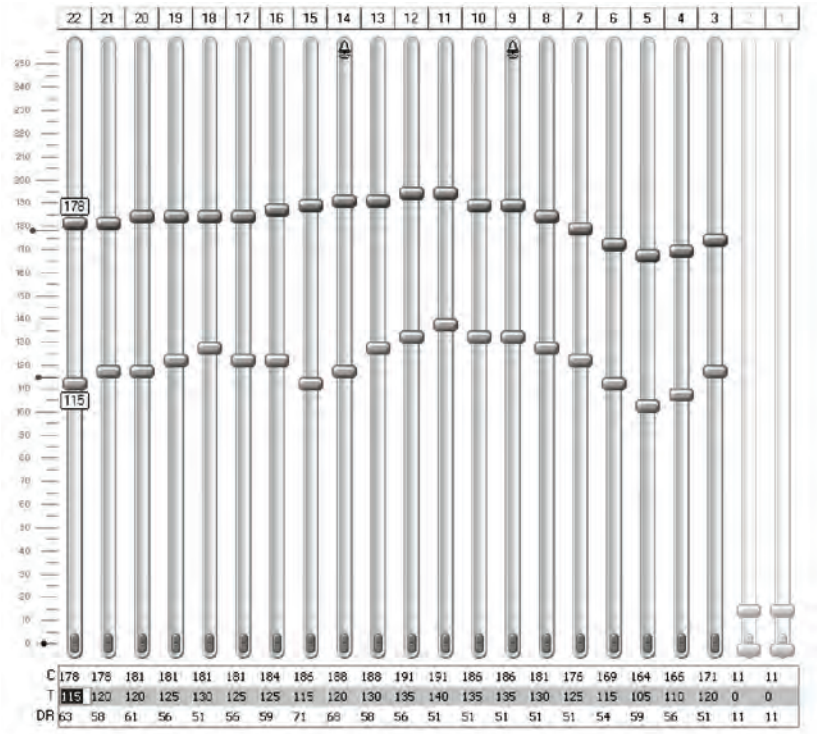
5. PODŁĄCZENIE PROCESORA MOWY

Podłączenie procesora mowy odbywa się po upływie około 4 tygodni od operacji. Okres ten potrzebny jest między innymi na wygojenie się rany. Zalecane jest, aby procedura ta była realizowana przez 2–3 dni, co umożliwia klinicyście ocenę reakcji słuchowych pacjenta, a także pozwala na uzyskanie informacji mogących wpłynąć na dobór odpowiednich parametrów stymulacji elektrycznej.

5.1. Podstawowe parametry stymulacji elektrycznej

5.1.1. Poziomy stymulacji

Jednym z podstawowych parametrów podczas programowania procesora mowy jest odpowiedni graniczny poziom stymulacji elektrycznej, to jest poziom odczucia wrażenia dźwiękowego oraz maksymalny dopuszczalny poziom stymulacji. Nazwy tych wartości oraz sposób ich określania różnią się nieznacznie u rozmaitych producentów. W przypadku implantów firmy Cochlear próg stymulacji określa się poprzez taką wartość bodźca, przy której pacjent wykrywa 100% sygnałów, a dla implantów firmy Advanced Bionics – 50% sygnałów. W przypadku firmy MED-EL oznacza on najwyższą wartość, przy której pacjent jeszcze nie wykrywa sygnałów (ryc. 4).



Ryc. 4. Poziom odczucia wrażenia dźwiękowego (dolne wartości) oraz maksymalny dopuszczalny poziom stymulacji (górne wartości) zmierzone u osoby dorosłej z implantem ślimakowym firmy Cochlear z zastosowaniem oprogramowania *CustomSound*

5.1.2. Kodowanie sygnału mowy

Przekształcenie informacji akustycznych w kod elektryczny odbywa się za pomocą różnych algorytmów, zwanych strategiami kodowania sygnału. W poszczególnych systemach implantów dostępne są rozmaite strategie kodowania mowy, najczęściej są to: CIS, HiRSP, n-of-m, SPEAK, ACE, MP3000, FSP, SAS.

5.2. Zaawansowane parametry stymulacji elektrycznej

Do zaawansowanych parametrów stymulacji elektrycznej zaliczane są między innymi tempo stymulacji, szerokość impulsu elektrycznego, rozkład częstotliwości. Tempo stymulacji określa liczbę dwufazowych impulsów

elektrycznych na sekundę dostarczanych do danej elektrody. Aktualne systemy umożliwiają wysokie tempa stymulacji, nawet około 5000/s. Zwiększenie natężenia bodźca elektrycznego uzyskać można albo poprzez zwiększenie amplitudy prądu elektrycznego, albo poprzez wydłużenie pojedynczego impulsu – zwiększenie jego szerokości. Rozkład częstotliwości określa pasma częstotliwości przypisane do poszczególnych elektrod, które w niektórych sytuacjach muszą zostać zmienione w stosunku do ustawień standardowych.

5.3. Pierwsze podłączenie/aktywacja systemu

5.3.1. Metody behawioralne

Podstawową metodą stosowaną podczas pierwszego podłączenia procesora mowy jest ocena reakcji pacjenta. O ile nastolatki i osoby dorosłe z reguły dość jednoznacznie wskazują na moment pojawienia się pierwszego wrażenia dźwiękowego zgodnego z prezentowanym bodźcem, o tyle zaobserwowanie pierwszych reakcji na dźwięki u bardzo małych (kilkunastomiesięcznych) dzieci wymaga już znacznego doświadczenia. Często wskaźnikiem jest zmiana zachowania dziecka podczas zabawy, uśmiech, odwracanie się do rodziców, czasami także płacz i zrywanie cewki nadawczej. Niekiedy są to bardzo subtelne reakcje (minimalny, często jedno- lub kilkukrotny ruch gałek ocznych w poszukiwaniu źródła dźwięku). Na podstawie obserwacji tych zachowań słuchowych można wstępnie ustawić parametry stymulacji elektrycznej. U nieco starszych (kilkuletnich) dzieci po zauważeniu reakcji na dźwięk można zaproponować zabawę polegającą na wrzucaniu do pudełka elementu (klocka) w chwili wrażenia dźwiękowego. Dlatego tak konieczne jest uprzednie przygotowanie dziecka do umiejętności detekcji dźwięku w ramach treningu słuchowego.

5.3.2. Kliniczne wykorzystanie pomiarów obiektywnych

W przypadku dzieci, u których reakcje są bardzo trudne do zaobserwowania, pomocne mogą być wyniki pomiarów śródoperacyjnych. Zarejestrowana wartość wywołanego elektrycznie odruchu z mięśnia strzemiączkowego jest przydatna podczas wstępnego ustawienia górnego poziomu stymulacji. Elektrycznie wywołany potencjał czynnościowy nerwu słuchowego stosowany jest we wstępnym ustaleniu poziomu progowego stymulacji. Istnieją

ośrodki, w których podstawową metodą ustawiania parametrów stymulacji elektrycznej jest wykorzystanie wartości pomiarów obiektywnych.

Bibliografia

Alexiades G., De La Asuncion M., Hoffman R.A., Kooper R., Madell J.R., Markoff L.B., Parisier S.C., Sislian N., 2008, *Cochlear Implants for Infants and Children*, [w:] J.R. Madell, C. Flexer (red.), *Pediatric Audiology. Diagnosis, Technology and Management*, Thieme, New York, s. 183–191.

Caner G., Olgun L., Gultekin G., Balaban M., 2007, *Optimizing fitting in children using objective measures such as neural response imaging and electrically evoked stapedius reflex threshold*, Otol. Neurotol., 28, 50, s. 637–640.

Colletti V., 2006, *Auditory Outcomes in Tumor vs. Nontumor Patients Fitted with Auditory Brainstem Implants*, Adv. Otorhinolaryngol. Baser, Karger, 64, s. 167–185.

Crawford M.W., White M.C., Propst E.J., Zaarour C., Cushing S., Pehora C., James A.L., Gordon K.A., Papsin B.C., 2009, *Dose-dependent suppression of the electrically elicited stapedius reflex by general anesthetics in children undergoing cochlear implant surgery, Dose-dependent suppression of the electrically elicited stapedius reflex by general anesthetics in children undergoing cochlear implant surgery*, Anesth. Analg., 108, 5, s. 1480–1487.

Edgerton B.J., House W.F., Hitselberger W., 1982, *Hearing by cochlear nucleus stimulation in humans*, Ann. Otol. Rhinol. Laryngolog. Suppl., 91, s. 117–124.

Fayad J.N., Otto S.R., Brackmann D.E., 2006, *Auditory Brainstem Implants: Surgical Aspects*, [w:] A.R. Møller (red.), *Cochlear and Brainstem Implants*, Adv. Otorhinolaryngol. Baser, Karger, 64, s. 144–153.

Karlik M., 2006, *Przydatność testu elektrostymulacji przy kwalifikacji do chirurgicznego leczenia głuchoty czuciowo-nerwowej metodą wszczepu ślimakowego*, Akademia Medyczna im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań [rozpr. na stopień doktora nauk medycznych].

Karlik M., 2010, *Pomiary śródoperacyjne i podłączenie procesora mowy po wszczepieniu implantu ślimakowego*, [w:] A. Pruszewicz, A. Obrębowski (red.), *Audiologia kliniczna. Zarys*, Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań, s. 616–618.

Karlik M., Kociemba J., Wiskirska-Woźnica B., Szyfter W., Czerniejewska H., Sekula A., Kałos M., Stieler O., Borucki Ł., Gawęcki W., Magierska-Krzysztoń M., Gibasiewicz R., Wróbel M., 2013, *Obustronne implantacje ślimakowe – doświadczenia własne*, Pol. Przegl. Otorynolaryngol., 2, 4, s. 185–188.

Lenarz M., Lim H.H., Lenarz T., Reich U., Marquardt N., Klingberg M.N., Paasche G., Reuter G., Stan A.C., 2007, *Auditory midbrain implant: histomorphologic effects of long-term implantation and electric stimulation of a new deep brain stimulation array*, Otol. Neurotol., 28, 8, s. 1045–1052.

Merkus P., Lella F.D., Trapani G.D., Pasanisi E., Beltrame M.A., Zanetti D., Negri M., Sanna M., 2013, *Indications and contraindications of auditory brainstem implants: systematic review and illustrative cases*, Eur. Arch. Otorhinolaryngol., DOI: 10.1007/s00405–013–2378–3.

Middlebrooks J.C., Snyder R.L., 2007, *Auditory prosthesis with a penetrating nerve array*, J. Assoc. Res. Otolaryngol., 8, 2, s. 258–279.

Nevison B., 2006, *A Guide to the Positioning of Brainstem Implants Using Intraoperative Electrical Auditory Brainstem Responses*, Adv. Otorhinolaryngol. Baser, Karger, 64, s. 154–166.

O'Driscoll M., 2013, *Using intraoperative electrically-evoked auditory brainstem responses (ABR) in the placement of the auditory brainstem implant*, ENT & audiology news, 22, 4, s. 104–106.

Skarżyński H., 2010, *Wszczepy ślimakowe i pniowe*, [w:] A. Pruszewicz, A. Obrębowski (red.), *Audiologia kliniczna. Zarys*, Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań, s. 567–578.

Szyfter W., 2000, *Operacje wszczepów ślimakowych*, [w:] B. Latkowski (red.), *Technika zabiegów i operacji w otorynolaryngologii*, PZWL, Warszawa, s. 252–259.

Theunisse H.J., Gotthardt M., Mylanus E.A., 2012, *Surgical planning and evaluation of implanting a penetrating cochlear nerve implant in human temporal bones using microcomputed tomography*, Otol. Neurotol., 33, 6, s. 1027–1033.

Wolfe J., Schafer E.C., 2010, *Programming Cochlear Implants*, Plural Publishing, San Diego.

ANNA RATUSZNIAK, MACIEJ MRÓWKA

IMPLANTY KOSTNE

WPROWADZENIE

Przewodzenie dźwięku na drodze kostnej – podstawowe informacje

Narząd słuchu u człowieka przystosowany jest głównie do odbioru sygnału na drodze przewodnictwa powietrznego, przewodnictwo kostne, w warunkach fizjologicznego słyszenia odgrywa rolę znikomą. Jednak w przypadku różnego rodzaju i różnego pochodzenia patologii układu przewodzącego znaczenie transmisji sygnału na drodze kostnej znacząco wzrasta. W takich sytuacjach wykorzystuje się ją często do wywołania wrażeń słuchowych za pomocą różnych urządzeń.

Zjawisko przewodzenia kostnego w najprostszy sposób opisać można jako przenoszenie sygnału akustycznego ze środowiska do organizmu poprzez pobudzenie do drgań elementów kostnych czaszki.

Ze względu na sposób przekazywania energii akustycznej przewodzenie na drodze kostnej można podzielić na pośrednie i bezpośrednie. Znaczenie pośredniego przewodzenia kostnego – gdzie fala akustyczna rozchodząca się w środowisku jako zagęszczenia i rozrzedzenia ośrodka odbierana jest drogą powietrzną, ale znacznie tłumiona dociera także poprzez tkanki miękkie do kości, uznaje się za mało istotne. W bezpośrednim przewodnictwie kostnym drgania kości czaszki wywoływane są przez bezpośredni kontakt ze źródłem dźwięku, na przykład drgającym stroikiem przyłożonym do wyrostka sutkowatego. Energia transmitowana do kości jest wówczas większa niż w przewodnictwie kostnym pośrednim, stąd zjawisko to jest wykorzystywane w audiologii do audiometrycznego badania słuchu (w celu wyznaczenia krzywej progowej przewodnictwa kostnego) oraz do protezowania

słuchu (patrz *Metody subiektywne badania słuchu* oraz *Podstawowe elementy składowe aparatu słuchowego*).

Znane są teorie tłumaczące przekazywanie energii akustycznej w postaci drgań na płyny wypełniające ucho wewnętrzne. Zakłada się, że za zjawisko to odpowiedzialne są trzy mechanizmy – bezwładnościowy, kompresyjny (uciskowy) i mechanizm drgań żuchwy (patrz *Fizjologia i patologia słuchu*).

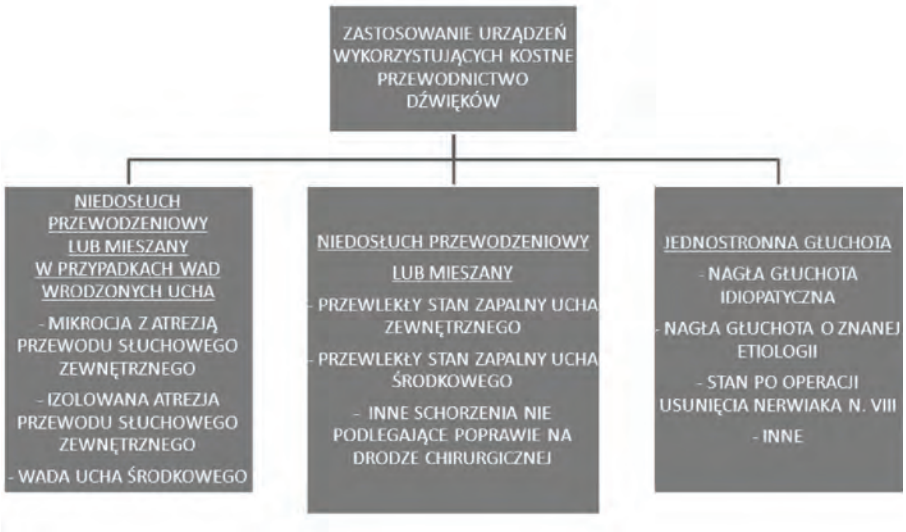
ZASTOSOWANIE ROZWIĄZAŃ WYKORZYSTUJĄCYCH KOSTNE PRZEWODNICTWO DŹWIĘKÓW

Urządzenia wykorzystujące kostne przewodnictwo dźwięków stosuje się w przypadkach schorzeń, którym towarzyszy niedosłuch przewodzeniowy lub mieszany, kiedy inne próby kompensacji (aparatowanie na drodze powietrznej, zabiegi operacyjne) nie przynoszą oczekiwanego rezultatu.

Grupa pacjentów, u których możliwe jest zastosowanie urządzenia wykorzystującego przewodnictwo kostne z dobrym efektem, to osoby z wrodzoną wadą ucha zewnętrznego lub/i środkowego. Do wad tych należy całkowite lub częściowe niewykształcenie małżowiny usznej (mikrocja), niedorozwinięty lub całkowicie niedrożny przewód słuchowy zewnętrzny (atrezja przewodu słuchowego zewnętrznego), a także inne wady ucha środkowego (głównie kosteczek słuchowych), które nie poddają się kompensacji na drodze chirurgicznej. W wadach tego rodzaju często nie jest możliwe zastosowanie konwencjonalnych (wykorzystujących przewodnictwo powietrzne) protez słuchowych ze względu na fizyczne trudności z umocowaniem aparatu.

Urządzenia wykorzystujące kostne przewodnictwo dźwięków zastosować można również w przypadku pacjentów ze schorzeniami nabytymi, którym towarzyszy niedosłuch przewodzeniowy lub mieszany. Najczęstszą przyczyną tego rodzaju niedosłuchu są przewlekłe stany zapalne ucha środkowego, często z towarzyszącym wyciekiem, a także reakcje alergiczne i stany zapalne ucha zewnętrznego, dodatkowo uniemożliwiające umieszczenie wkładki w małżowinie usznej i przewodzie słuchowym zewnętrznym. Zastosowanie urządzeń wykorzystujących kostne przewodnictwo dźwięków wiąże się z pozostawieniem drożnego, otwartego przewodu słuchowego, co sprzyja leczeniu stanów zapalnych ucha środkowego i zewnętrznego. Do grupy tej zaliczyć można również pacjentów z niedosłuchem wywołanym przez tympanosklerozę, wybrane przypadki otosklerozy oraz inne schorzenia, w których interwencja chirurgiczna okazała się niewystarczająca.

Korzyści z protez z kostnym przewodnictwem dźwięków odnoszą również osoby z tak zwaną jednostronną głuchotą (*single sided deafness*, SSD). U pacjentów z tego rodzaju niedosłuchem podstawowym problemem są trudności ze zrozumieniem mowy, które nasilają się w szczególności w trudnych warunkach akustycznych, a także problemy z lokalizacją źródła dźwięku. Przyczyną ograniczeń tego rodzaju jest niekorzystne w tych sytuacjach zjawisko cienia akustycznego głowy, utrudniające transmisję sygnału do ucha zdrowego ze strony niesłyszącej. Wszczepione urządzenie po stronie niesłyszącej działa jak aparat typu CROS (*contralateral routing of signal*). Ogólny podział wymienionych powyżej schorzeń przedstawiono na rycinie 1.



Ryc. 1. Zastosowanie urządzeń wykorzystujących kostne przewodnictwo dźwięków, podział schorzeń

1. RYS HISTORYCZNY

Kostne przewodnictwo dźwięków było znane już w starożytności, choć wiązano je raczej z narządem dotyku, a nie słuchu. Kliniczne znaczenie przewodnictwa kostnego sygnałów docenił dopiero Hieronymus Capivacci (1523–1589). Opisał przewodnictwo dźwięków przez stalowy pręt trzymany w zębach i przyłożony drugim końcem do instrumentu muzycznego oraz odróżnił chorobę błony bębenkowej (gdy pacjent słyszał dźwięk) od choroby

nerwu słuchowego (gdy pacjent nie słyszał dźwięku). Pomimo że wielu zauważało, iż można słyszeć odległe dźwięki, umieszczając pręt lub laskę na ziemi i trzymając jej drugi koniec w zębach lub przykładając go do głowy, to dopiero angielski lekarz John Bulwer (1614–1684) stwierdził, iż doświadczenia te powinny być podstawą budowania protez słuchowych wykorzystujących stymulację poprzez przewodnictwo kostne. Jako pierwszy zauważył przydatność tego przewodnictwa dla osób niedosłyszących. W 1757 r. Albrecht von Haller przedstawił różnice pomiędzy powietrznym i kostnym przewodnictwem dźwięków. W tym samym roku niemiecki lekarz Joannes Jörissen wprowadził do produkcji prawdopodobnie pierwszy na świecie aparat słuchowy wykorzystujący przewodnictwo kostne (pręt, który słuchacz umieszczał pomiędzy zębami). W 1876 r. profesor uniwersytetu w Neapolu Giovanni Paladino (1842–1917) opracował urządzenie wykorzystujące kostne przewodnictwo dźwięków, które nazwał **Fonifiero**. Dwa lata później Richard Silas Rhodes z River Park, Illinois, przedstawił swój **Audiofon**, urządzenie przypominające wachlarz, składające się z drewnianej, zakrzywionej listwy pod napięciem powodowanym przez kawałek sznurka. Urządzenie miało rękojeść do trzymania, a jego drugi koniec przykładano do górnych zębów. W zależności od stopnia napięcia sznurka Audiofon przenosił lepiej wyższe lub niższe częstotliwości. Dzięki urządzeniu słuchacz zyskiwał do 30 dB wzmocnienia dźwięku. W 1880 r. Thomas Graydon uzyskał patent na **Dentafon** i rozpoczął jego produkcję. Dentafon to owalne drewniane pudełko z cienką membraną w kształcie płaskiego stożka, umieszczoną na środku przedniej części urządzenia, jego drewniany koniec zaciskany był zębami użytkownika. Urządzeniem o konstrukcji podobnej do dentafonu był **Osteofon** opatentowany w 1879 r. przez lekarza z Filadelfii – Charlesa Hermonta Thomasa.

Rozwój mikrofonów węglowych, jaki nastąpił w latach 20. ubiegłego stulecia, spowodował szybki postęp w dziedzinie aparatów kostnych zwanych **oscylatorami**. Pierwsze tego typu urządzenie, o nazwie **mechanical bone-conductive ear**, zostało opatentowane w 1920 r. przez Josepha Prenna z Bostonu. Jednak prawdziwy **wibrator kostny** opatentował pięć lat później – w 1925 r., Fryderyk Kranz z Genewy w stanie Illinois, w USA. Idea tego urządzenia polegała na przetwarzaniu zmiennego prądu elektrycznego lub prądu stałego na drgania mechaniczne przesyłane do kości. W pierwszej wersji wibrator kostny Kranza był umieszczony w lornetce, którą użytkownik przykładał do kości głowy w okolicy skroniowej, pomiędzy brwiami a małżowina uszną. W kolejnych wersjach wibrator mocowano na pałąku, by stymulował okolicę wyrostka sutkowatego.

Szczególne zainteresowanie aparatami wykorzystującymi kostne przewodnictwo dźwięków pojawiło się wraz z postępem audiologii i opisaniem niedosłuchu typu przewodzeniowego. Odkrycie to, na początku lat 30. XX w., w znacznym stopniu przyczyniło się do rozwoju różnych aparatów kostnych. W 1933 r. Hugo Lieber ze spółką Sonotone wypuścił na rynek niewielki stymulator kostny, dopasowany kształtem do powierzchni wyrostka sutkowatego kości skroniowej, który mógł być adaptowany do noszonych aparatów słuchowych wykorzystujących mikrofony węglowe.

Dużym postępem było umieszczenie wibratora w oprawce okularów. Choć sama idea nie była nowa, gdyż pojawiła się w 1909 r. (patent Rosenberga), to dopiero w roku 1954 wprowadzono powszechnie na rynek okulary z wbudowanymi w zausznikach wibratorami kostnymi.

Prawdziwa rewolucja w dziedzinie aparatów kostnych dokonała się za sprawą szwedzkiego anatoma Per-Ingvara Brånemarka i odkrycia przez niego w latach 50. XX w. zjawiska **osteointegracji**. Pierwsza definicja osteointegracji mówiła o trwałym i bezszczelinowym łączeniu się kości z powierzchnią implantu (w przypadku Brånemarka był to implant tytanowy). Wprowadzenie do badań mikroskopii elektronowej ukazało, że powierzchnia bezpośredniego styku implantu z kością to tylko 70–80%. W związku z powyższym George Zarb i Tomas Albrektsson podali nową, obowiązującą, kliniczną definicję osteointegracji jako procesu klinicznie bezobjawowego, sztywnego i trwałego połączenia materiału alloplastycznego z kością, pomimo jego funkcjonalnego obciążenia. W 1970 r. Brånemark z otolaryngologiem Andersem Tjeilströmem dokonali eksperymentu polegającego na umieszczeniu wibratora kostnego firmy Oticon na zaczepie tytanowym zaimplantowanym w szczęce w celu mocowania protezy zębowej. Eksperyment ten stał się początkiem rozwoju aparatów słuchowych montowanych na tytanowych zaczepach zakotwiczanych w kości skroniowej metodą osteointegracji – BAHA (*Bone Anchored Hearing Aids*). Działania firmy Cochlear, aktualnego producenta systemów BAHA, spowodowały szybki rozwój zarówno samych implantów, jak i aparatów słuchowych BAHA, co przyczyniło się do poprawienia wyników stosowania tego systemu.

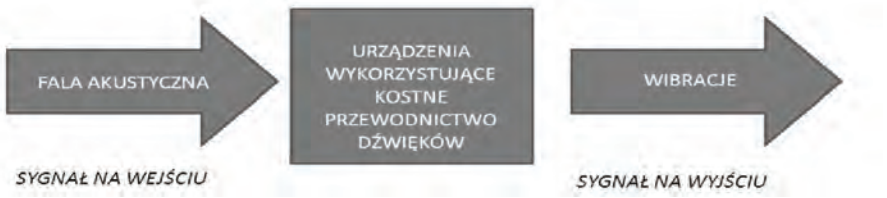
Niezależnie od prac prowadzonych w Europie Jack Hough z Oklahoma City w USA zaproponował (1981) system **Audiant** produkowany przez firmę Xomed. System ten, ukryty pod skórą, wykorzystywał tytanową śrubę ortopedyczną, na której był zamocowany silny magnes. Zaczep wraz z magnesem, umieszczany w okolicy wyrostka sutkowego, był całkowicie schowany pod skórą. Pudełkowy aparat słuchowy wyposażono w połączony przewodem przetwornik elektromagnetyczny umieszczany nad implantem za pomocą wbudowanego drugiego magnesu. Dźwięk był transmitowany

przez skórę i tkankę podskórną, a odpowiedni docisk przetwornika umożliwiała siła przyciągania magnesów. Testy kliniczne wykazały jednak, że system Audiant nie zapewnia odpowiedniego wzmocnienia, dlatego dostępny był na rynku tylko przez kilka lat i obecnie nie jest produkowany.

Wspomniane zjawisko osteointegracji, jak i idea podskórnie implantowanych magnesów trwałych stały się kluczowymi koncepcjami w rozwoju aktualnie stosowanych protez wszczepialnych wykorzystujących przewodnictwo kostne dźwięków.

2. PODZIAŁ URZĄDZEŃ WYKORZYSTUJĄCYCH KOSTNE PRZEWODNICTWO DŹWIĘKÓW

Każdy system wspomagający słyszenie na drodze przewodzenia kostnego można opisać jako urządzenie zamieniające falę akustyczną (sygnał wejściowy) na wibracje (sygnał wyjściowy) – rycina 2.



Ryc. 2. Zasada działania urządzeń wykorzystujących kostne przewodnictwo dźwięków

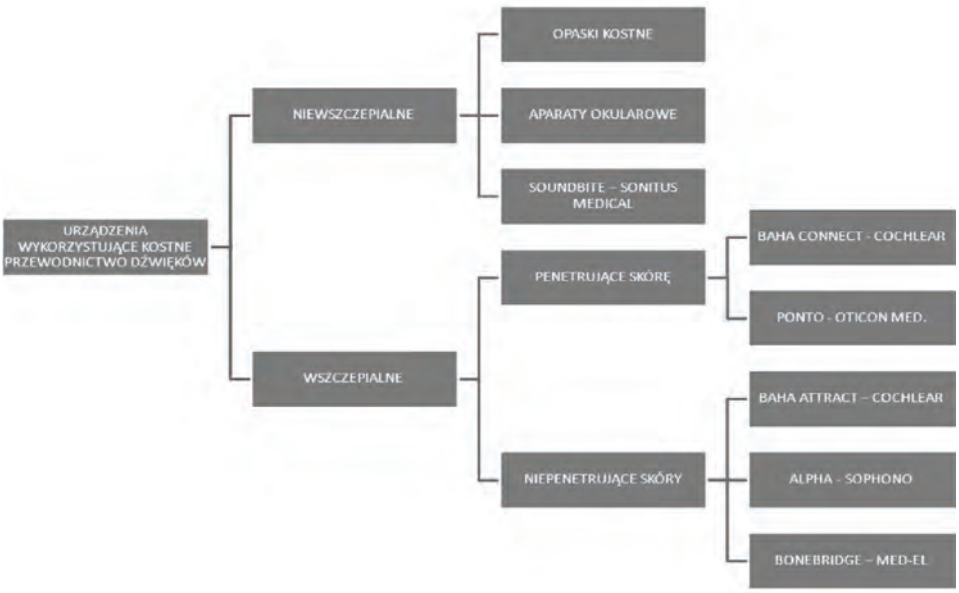
Urządzenia wykorzystujące przewodnictwo kostne podzielić można na niewszczepialne oraz wszczepialne (ryc. 3). Do urządzeń niewszczepialnych zalicza się aparaty kostne założone na pałąku, elastycznej opasce, znajdujące się w oprawkach okularów, a także aparat kostny mocowany do wkładki umieszczanej na zębach. Urządzenia wszczepialne to te, w których co najmniej jeden z elementów składowych jest implantowany w ludzkim ciele. Wśród urządzeń tych wyróżnić można systemy penetrujące skórę (*percutaneous*) i niepenetrujące (*transcutaneous*). W przypadku tych pierwszych implant utrzymywany jest i połączony bezpośrednio z zewnętrznym procesorem poprzez złącze – element penetrujący skórę. W systemach niepenetrujących część wszczepiona jest całkowicie ukryta pod skórą, a zewnętrzny procesor utrzymywany jest przy użyciu magnesu i komunikuje się z częścią właściwą implantu za pomocą wybranego rodzaju transmisji.

W systemach penetrujących skórę dźwięk przenoszony jest przez tytanowy, pasywny implant bezpośrednio na kość, przetwornik drgający umiejscowiony jest w części zewnętrznej systemu, a więc poza strukturą organizmu.

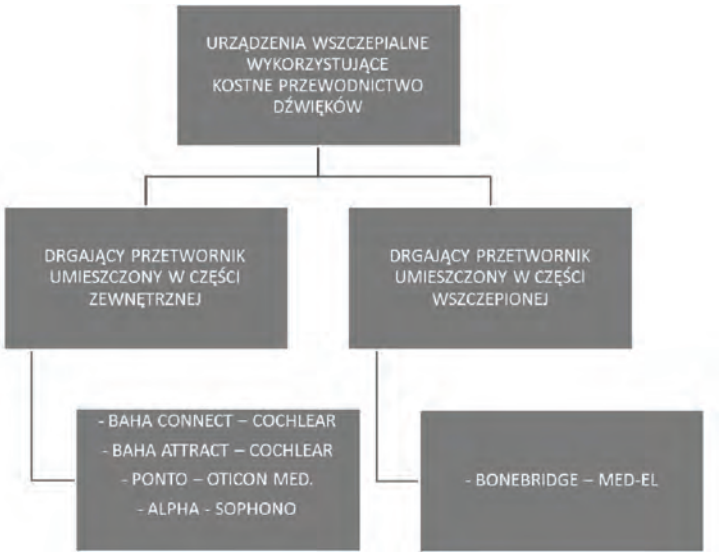
W systemach niepenetrujących skóry sygnał transmitowany jest aktualnie do kości dwoma alternatywnymi sposobami (zależnie od umieszczenia w systemie przetwornika drgającego, ryc. 4):

1. Drogą magnetyczną, gdzie ruchy procesora (zaopatrzonego w przetwornik drgający) połączonego z zewnętrznym magnesem wywołują powstawanie wzajemnych, zmiennych sił wraz z magnesem (implantem) umieszczonym w kości skroniowej. Siły te wywołują określone drgania kości czaszki. Wartość i kierunek wektora siły jest pochodną cech magnesów, odległości pomiędzy nimi, a także właściwości transmisyjnych tkanek pośredniczących.

2. Drogą radiową, w której sygnał transmitowany jest do części wewnętrznej poprzez cewkę nadawczą w procesorze i odbierany przez cewkę implantu. Przetwornik drgający jest elementem części wszczepionej. Dzięki zjawisku indukcji elektromagnetycznej istnieje możliwość przesyłania zakodowanej informacji i zasilania systemu podskórnego.



Ryc. 3. Ogólny podział urządzeń wykorzystujących kostne przewodnictwo dźwięków



Ryc. 4. Podział ze względu na umieszczenie w urządzeniu przetwornika drgającego

Podział urządzeń, których działanie oparte jest na przewodnictwie kostnym, należy traktować jako umowny. Szybkie pojawianie się nowych rozwiązań pozwala na wcześniej niespotykane, nowe kategorie wśród aparatów kostnych.

3. CHARAKTERYSTYKA URZĄDZEŃ WYKORZYSTUJĄCYCH KOSTNE PRZEWODNICTWO DŹWIĘKÓW – BUDOWA, ZASADA DZIAŁANIA, TECHNIKA CHIRURGICZNA

3.1. Urządzenia niewszczepialne

3.1.1. Opaski kostne, aparaty okularowe

Podstawowym, nieinwazyjnym rozwiązaniem wspomagającym słyszenie z zastosowaniem przewodnictwa kostnego są urządzenia zamocowane w oprawkach okularów, na pałąku lub elastycznej opasce. Sygnał we wszystkich tego rodzaju rozwiązaniach odbierany jest z otoczenia przez mikrofon, transformowany do postaci elektrycznej, następnie odpowiednio przetwarzany przez procesor, by w rezultacie, poprzez element wyjściowy, jakim jest elektromagnetyczny przetwornik drgający, pobudzić do drgań

układ kostny. Warunkiem odpowiedniej transmisji energii jest właściwe miejsce przyłożenia przetwornika do wybranego miejsca stymulacji oraz jego siła docisku.

W przypadku pacjentów dorosłych najczęściej stosowane są aparaty zamocowane w oprawkach okularów, u dzieci zaś aparaty dawniej mocowane na metalowym pałąku, obecnie na elastycznej opasce. Dla tej grupy pacjentów, ze względu na aktywność ruchową i rozwój, są to rozwiązania bezpieczniejsze (ryc. 5).



Ryc. 5. Aparat zamocowany w oprawkach okularów, na opasce, na pałąku (dzięki uprzejmości firmy Bruckhoff Hannover gmbh)

Główną zaletą systemów tego rodzaju jest brak konieczności ingerencji chirurgicznej, łatwa dostępność, stosunkowo niska cena, za największe wady natomiast podatność transmitowanego sygnału na tłumienie przez tkanki pośredniczące oraz możliwość występowania bolesnych odleżyn i stanów zapalnych w miejscu ucisku stymulatora na skórę.

3.1.2. System SoundBite firmy Sonitus Medical

Zasada działania systemu SoundBite oparta jest na kostnej stymulacji zębów i żuchwy. Przetwornik kostny umiejscawia się na specjalnej niewielkiej wkładce ortodontycznej (wykonanej indywidualnie dla pacjenta). Wkładkę wraz z aparatem kostnym zakłada się na zęby trzonowe, w związku z czym ingerencja chirurgiczna w uzębienie nie jest konieczna, a urządzenie można łatwo założyć i zdjąć. Mikrofon i procesor umieszczone są w niewielkim aparacie zausznym. Obie części systemu są zasilane za pomocą akumulatorów. Dźwięk odbierany jest przez mikrofon aparatu zausznego i po zako-

dowaniu przez procesor przesyłany poprzez protokół transmisji danych Bluetooth do przetwornika umieszczonego na zębach, gdzie następuje właściwa stymulacja na drodze kostnej (ryc. 6).

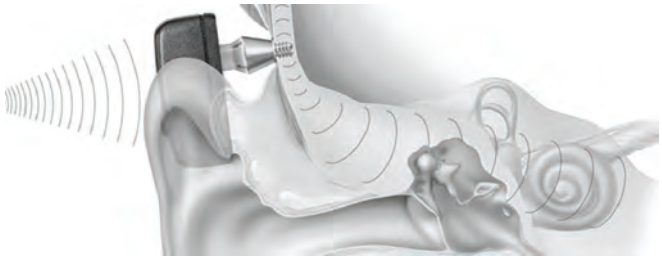


Ryc. 6. System SoundBite, <http://www.soundbitehearing.com/images/verticalFeature-device.jpg>

3.2. Urządzenia wszczepialne

3.2.1. System BAHA Connect firmy Cochlear

System BAHA Connect to system częściowo wszczepialny, penetrujący skórę. Składa się z implantu umieszczanego chirurgicznie w kości wyrostka sutkowatego za uchem, złącza oraz zewnętrznego procesora (ryc. 7 i 8).



Ryc. 7. Zasada działania systemu BAHA Connect © Courtesy of Cochlear Ltd. (dzięki uprzejmości firmy Cochlear)

W systemie BAHA stosowane są implanty tytanowe o długości 3 lub 4 mm i średnicy 4,5 mm, o specjalnie zmodyfikowanej powierzchni (TiO -blast) ułatwiającej proces osteointegracji. W celu lepszego gojenia i eliminacji stanów zapalnych skóry wokół zaczepów stosuje się specjalnie zaprojektowane, penetrujące skórę nakładki nazywane złączem lub zaczepem (*abutment*), służące do mocowania aparatów. W tej dziedzinie najnowszym rozwiązaniem jest nakładka pokryta hydroksyapatytem (DermaLock), która znacząco zmniejsza występowanie stanów zapalnych skóry wokół zaczepów i dzięki której nie ma konieczności usuwania tkanki podskórnej wokół implantów. Najczęściej dokonuje się operacji jednoetapowej, natomiast w przypadkach, gdy grubość pokrywy czaszki jest niewystarczająca, na przykład u dzieci, operacja może odbywać się dwuetapowo. Zaczepy do systemu BAHA Connect implantuje się operacyjnie w znieczuleniu miejscowym lub ogólnym (u dzieci tylko w znieczuleniu ogólnym). Zabieg rozpoczyna się od ogolenia głowy w okolicy miejsca przewidywanej implantacji i polega na wykonaniu niewielkiego nacięcia skóry oraz tkanki podskórnej (ok. 2–3 cm długości). Po dotarciu do kości nawierca się w niej niewielki otwór i implantuje samogwintujący tytanowy zaczep, który jest najczęściej fabrycznie zintegrowany ze złączem do mocowania aparatu. Później wykonuje się niewielki otwór w skórze, przez który będzie przechodził zaczep i zakłada 2–3 szwy skórne. Gojenie trwa około 7–14 dni. Wcześniejsze techniki chirurgiczne skupiały się głównie na dokładnym usunięciu tkanki podskórnej wokół zaczepu, aktualnie, z wykorzystaniem najnowocześniejszych rozwiązań, w wielu ośrodkach nie wykonuje się tej czynności. Podłączenie zewnętrznego procesora powinno mieć miejsce w szpitalu, gdzie zaimplantowano pacjenta. Procedura dopasowania procesora wiąże się z ustawieniem parametrów pracy w sposób najbardziej optymalny dla pacjenta.



Ryc. 8. System BAHA Connect oraz pacjent z systemem BAHA Connect © Courtesy of Cochlear Ltd. (dzięki uprzejmości firmy Cochlear)

Część zewnętrzna zaopatrzona jest w mikrofon odbierający sygnały akustyczne z zewnątrz, procesor, ogniwo zasilające oraz przetwornik elektromagnetyczny zamieniający je na wibracje przekazywane przez implant drogą kostną do ucha wewnętrznego. Obecnie najczęściej stosowanymi procesorami są procesory zauszne (BP100 oraz BP110 *power*). Procesory te wykorzystują cyfrowe przetwarzanie sygnału w 12 kanałach, z możliwością regulacji wzmocnienia w 10 pasmach. Zaopatrzone są w automatyczny, adaptacyjny system mikrofonów kierunkowych, system redukcji hałasu, system antysprzężeniowy. Wyposażone są także w przełącznik programów (dostępne są trzy programy akustyczne), regulator głośności oraz gniazdo DAI (bezpośrednie wejście audio). Producent dostarcza zewnętrzne procesory w różnych kolorach obudowy.

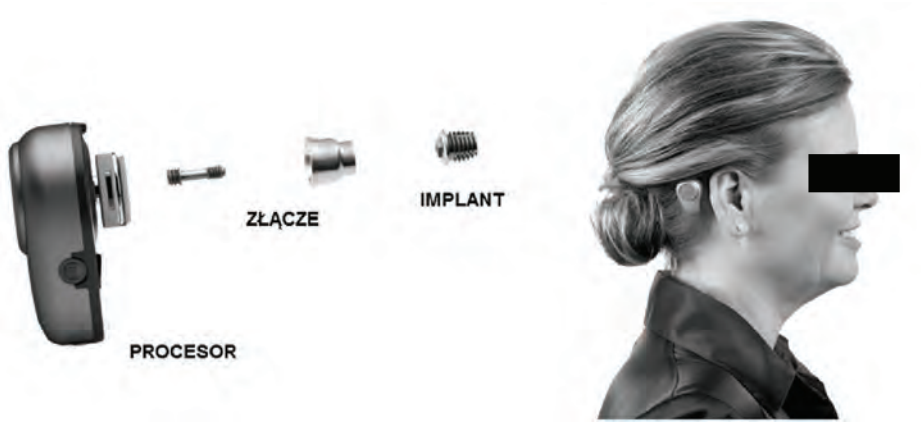
W przypadkach niedostatecznej grubości kości (np. u małych dzieci) lub innych czynników istnieje możliwość założenia procesora dźwięku na elastycznej opasce (BAHA Softband).

Zaletą rozwiązania BAHA Connect jest niewątpliwie sposób transmisji sygnału – bezpośrednie połączenie zewnętrznego procesora z implantem poprzez złącze pozwala na uniknięcie problemu tłumienia sygnału przez skórę i tkanki. Jako wadę można traktować konieczność prawidłowej, systematycznej i dokładnej pielęgnacji miejsca implantacji. W przypadku systemów przezskórnych nierzadko dochodzi do powikłań o charakterze dermatologicznym. Nieutrzymanie właściwej higieny może prowadzić do infekcji w okolicy implantu z ryzykiem powstania niegojących się ran oraz w skrajnych przypadkach do wydzielenia się implantu z kości.

System BAHA Connect jest najpowszechniej stosowanym na świecie systemem wszczepialnym wykorzystującym przewodnictwo kostne.

3.2.2. System Ponto firmy Oticon Medical

Podobne do BAHA Connect rozwiązanie zostało przedstawione w 2009 r. przez firmę Oticon Medical. Systemy te charakteryzuje nieco odmienna konstrukcja implantu oraz sposób łączenia implantu ze złączem i złącza z procesorem (ryc. 9). Implanty stosowane w systemie Ponto, o długości 3 lub 4 mm i średnicy 4,5 mm, wykonane są z tytanu i w połączeniu z nową geometrią OptiGrip zapewniają dużą powierzchnię styku implantu z kością w porównaniu z wcześniejszymi rozwiązaniami, polepszając osteointegrację. Złącze proste dostępne jest w trzech długościach, dobieranych stosownie do grubości skóry i tkanki podskórnej pacjenta. Dostępne jest również złącze kątowe. Zabieg implantacji ma podobny charakter i przebieg, jak w przypadku systemu BAHA.



Ryc. 9. System Ponto Pro oraz pacjent z systemem Ponto Pro (dzięki uprzejmości firmy Oticon Medical)

Dostępne procesory dla systemu Ponto to Ponto Pro oraz Ponto Pro Power. Oferują cyfrową obróbkę sygnału w 15 kanałach z możliwością kształtowania charakterystyki częstotliwościowej w 10 pasmach. Zaopatrzone są w automatyczny, adaptacyjny system mikrofonów kierunkowych, trzystopniowy system redukcji hałasu, system antysprzężeniowy. Mają przełącznik programów (dostępne cztery programy akustyczne), regulator głośności, bezpośrednie wejście audio. W przypadku systemu Ponto istnieje również możliwość założenia zewnętrznego procesora na elastycznej opasce. Wady i zalety omawianego rozwiązania są podobne do opisanych dla poprzedniego systemu.

3.2.3. System BAHA Attract firmy Cochlear

System BAHA Attract to system niepenetrujący skóry (w odróżnieniu od systemu BAHA Connect), co oznacza brak bezpośredniego kontaktu między jego częścią wewnętrzną i zewnętrzną. Część wewnętrzna składa się z implantu oraz magnesu. Stosowane są implanty tytanowe takiego samego typu, jak we wspomnianym systemie BAHA Connect, jednakże zamiast przezskórnej nakładki mocuje się do zaczepu specjalny okrągły magnes. Procesor przyłączany jest do zewnętrznego magnesu, dzięki czemu możliwe jest jego utrzymanie nad częścią wszczepioną. Procesor, podobnie jak w systemie BAHA Connect, odbiera sygnał akustyczny i zamienia go na wibracje, które przenoszone są przez implant do ucha wewnętrznego (ryc. 10).



Ryc. 10. System BAHA Attract oraz pacjent z systemem BAHA Attract © Courtesy of Cochlear Ltd. (dzięki uprzejmości firmy Cochelar)

Zaletą systemu niepenetrującego skóry jest brak bezpośredniego kontaktu implantu z częścią zewnętrzną, co pozwala uniknąć większości powikłań charakterystycznych dla systemu BAHA Connect. Do wad należy tłumienie sygnału przez tkanki miękkie oraz stały ucisk na skórę w miejscu przyłożenia zewnętrznego magnesu i połączonego z nim procesora. Producent dostarcza magnes w kilku wersjach mocy, dzięki czemu możliwe jest dopasowanie siły docisku magnesu do potrzeb pacjenta. Zbyt silny ucisk może być przyczyną zaczerwienia skóry, wrażenia mrowienia, a nawet bólu.

System BAHA Attract to najnowsze z omawianych rozwiązań wykorzystujących przewodnictwo kostne. W Polsce pierwszy zabieg wszczepienia przeprowadzono w Instytucie Fizjologii i Patologii Słuchu w 2013 r.

3.2.4. System Alpha firmy Sophono

System Alpha to także system niepenetrujący skóry. Składa się z pasywnego implantu umieszczanego chirurgicznie pod skórą oraz zewnętrznego procesora połączonego z magnesem, dzięki któremu możliwe jest jego utrzymanie. Część wewnętrzną stanowi płytka, która w tytanowej obudowie mieści dwa magnesy (każdy o śr. 10 mm), mocowana przy użyciu maksymalnie pięciu tytanowych śrub. Procesor odbiera sygnał akustyczny przez mikrofon, a następnie zamienia go na wibracje przekazywane do części wszczepionej przez przetwornik drgający.

W systemie tym dostępne są procesory Alpha 1 oraz nowszy Alpha 2, możliwe do zamocowania na opasce, oznaczane wówczas odpowiednio jako

Alpha (S), oraz za pomocą zewnętrznego magnesu – Alpha (M). Procesor Alpha 2 oferuje cyfrową obróbkę sygnału w ośmiu kanałach, z możliwością kształtowania charakterystyki częstotliwościowej w 16 pasmach. Zaopatrzony jest w system mikrofonów kierunkowych, system redukcji hałasu, system antysprzężeniowy. Ma przełącznik programów (dostępne cztery programy akustyczne), regulator głośności, bezpośrednie wejście audio. Wady i zalety tego rozwiązania są analogiczne do opisanych w poprzednim systemie.



Ryc. 11. System Alpha 2 oraz pacjent z systemem Alpha 2 (dzięki uprzejmości firmy Sophono)

System Alpha 1 został opracowany i wdrożony w 2006 r. przez firmę Otomag. Od roku 2009 urządzenia produkowane są przez firmę Sophono w USA.

3.2.5. System Bonebridge firmy MED-EL

System Bonebridge to przedstawiony pod koniec 2011 r. system niepenetrujący skóry. Część wewnętrzna, to jest aktywny implant, umieszczana jest chirurgicznie w kości skroniowej. Składa się z: cewki odbiorczej, magnesu, demodulatora, przewodu i opatentowanego przetwornika BC FMT (*Bone Conductive Floating Mass Transducer*). Część wszczepialna nie wymaga osobnego zasilania, gdyż zarówno energia, jak i informacja przekazywane są poprzez zmienne pole elektromagnetyczne drogą indukcyjną. Część zewnętrzna w postaci procesora dźwięku (Amadé BB) zaopatrzona jest w: mikrofon, procesor sygnałowy, baterię zasilającą, magnes oraz cewkę nadawczą zapewniającą komunikację z implantem (ryc. 12). Urządzenie wszczepia się operacyjnie w okolicę zauszną. Po wykonaniu odpowiedniego zagłębienia w kości mocuje się przetwornik dwoma śrubami tytanowymi o długości

6 mm (podlegającymi osteointegracji) do kości w okolicy wyrostka sutkowego lub tuż za nim. Pozostała część urządzenia spoczywa podokostnowo na kości czaszki, ułożona z tyłu i do góry od właściwego przetwornika. Ze względu na dość duży wymiar BC FMT (wys. 8,7 mm i śr. 15,8 mm) oraz konieczność jego prawie całkowitego zagłębienia w kości zastosowanie tego systemu u dzieci jest ograniczone i niezalecane.



Ryc. 12. System Bonebridge oraz pacjent z systemem Bonebridge (dzięki uprzejmości firmy MED-EL)

Zewnętrzny procesor Amadé BB wykorzystuje cyfrowe przetwarzanie sygnału w ośmiu kanałach, z możliwością regulacji wzmocnienia w 16 pasmach. Zaopatrzony jest w system mikrofonów kierunkowych, system redukcji hałasu, system antysprzężeniowy, przełącznik programów (dostępne trzy programy akustyczne).

Cenną zaletą tego systemu jest brak elementów przezskórnych, co eliminuje ryzyko powstawania stanów zapalnych wokół nich i minimalizuje możliwe do wystąpienia uszkodzenia. Do jego wad należy zaliczyć dość duży rozmiar implantu (część wewnętrzna) w stosunku do alternatywnych rozwiązań wszczepialnych wykorzystujących przewodnictwo kostne, a także bardziej skomplikowaną procedurę chirurgiczną.

4. KWALIFIKACJA DO WSZCZEPIENIA URZĄDZEŃ WYKORZYSTUJĄCYCH PRZEWODNICTWO KOSTNE, DALSZE POSTĘPOWANIE

Bardzo istotną rolę w procesie kwalifikacji do wszczepienia urządzenia na przewodnictwo kostne odgrywają: dokładny wywiad lekarski, właściwie przeprowadzona diagnostyka audiologiczna i radiologiczna, a w szczegól-

nych przypadkach również psychologiczna. W zależności od przyjętej procedury przedoperacyjnej najczęściej zalecane jest wykonanie następujących badań: audiometria tonalna, audiometria słowna, audiometria w polu swobodnym, audiometria słowna w polu swobodnym bez protezy i w protezie. Do testów przeprowadzanych przed implantacją zaleca się używać urządzenie na przewodnictwo kostne założone na opasce lub pałąku. Diagnostyka radiologiczna potrzebna jest do oceny warunków anatomicznych w miejscu przewidywanego umieszczenia implantu.

Podstawowym kryterium audiologicznym są progi słyszenia wyznaczone w badaniu audiometrii tonalnej. Ogólnie, w przypadku niedosłuchów przewodzeniowych i mieszanych dla większości systemów wszczepialnych progi przewodnictwa kostnego, wyznaczone dla częstotliwości: 500, 1000, 2000, 3000 Hz, nie powinny przekraczać 45 dB HL dla procesorów zauszny ch standardowej mocy, 55 dB HL dla procesorów zauszny ch typu *power*. Dla SSD progi przewodnictwa powietrznego w uchu lepszym, wyznaczone dla częstotliwości: 500, 1000, 2000, 3000 Hz, nie powinny przekraczać 20 dB HL. Kryteria znacząco różnią się w przypadku systemu BAHA Attract (tab.). Dodatkowym kryterium kwalifikacyjnym jest uzyskany odpowiedni stopień dyskryminacji mowy.

W przypadku symetrycznej krzywej przewodnictwa kostnego w obu uszach możliwe jest zastosowanie urządzeń wszczepialnych obustronnie. Różnica progów słyszenia między lewą i prawą stroną, obliczona dla częstotliwości: 500, 1000, 2000, 4000 Hz, powinna być średnio mniejsza niż 10 dB lub mniejsza niż 15 dB dla poszczególnych częstotliwości.

Przeciwwskazania do stosowania systemów wszczepialnych na przewodnictwo kostne to przede wszystkim zbyt mała grubość i budowa kości, uniemożliwiające właściwe umieszczenie i stabilizację implantu, nieodpowiedni wiek, brak możliwości utrzymania właściwej higieny zaczepu (dotyczy systemów przezskórnych), a także centralne zaburzenia słyszenia, szybko postępujący ubytek słuchu, w niektórych przypadkach zawroty głowy.

W sytuacjach, w których nie dopuszcza się implantacji, procesory wybranych systemów można zamocować na elastycznej opasce lub pałąku.

Ze względu na to, iż zastosowanie urządzenia wszczepialnego jest metodą inwazyjną, konieczne jest uzyskanie świadomej zgody pacjenta. Ważne jest także to, aby oczekiwania wobec proponowanej metody były realne do spełnienia, w związku z czym przed ostateczną decyzją wybrani producenci zalecają użytkowanie w okresie próbnym systemu na przewodnictwo kostne na opasce. Podejmując decyzję, pacjent musi mieć świadomość ewentualnych powikłań śród- i pooperacyjnych, do których najczęściej należą problemy z zakażeniami skóry, ale także wydzielenie się i wypadnięcie śruby

tytanowej, przypadkowe uszkodzenie urządzenia i inne. Pacjent powinien uzyskać wyczerpujące informacje o możliwych korzyściach z zastosowania wybranej metody, o ewentualnych jej ograniczeniach oraz wymogach właściwego użytkowania i pielęgnacji (tab.).

Decydując się na rozwiązanie wszczepialne, należy pamiętać o możliwości oddziaływania innych urządzeń na część wewnętrzną. W przypadku wybranych urządzeń producenci wskazują na ograniczenia związane z przeprowadzaniem badań z zastosowaniem rezonansu magnetycznego. Pacjent podczas badania może słyszeć sygnały, nie mając założonego procesora, w obrazie należy spodziewać się artefaktów w okolicy implantu, silne pole magnetyczne może uszkodzić część wszczepioną.

Należy pamiętać również o możliwości aktywowania czujników wykrywania metalu podczas użytkowania urządzenia.

Tabela. Porównanie podstawowych kryteriów włączenia do wszczepienia urządzenia wykorzystującego przewodnictwo kostne dźwięków

	Baha Connect BP100	Baha Connect BP110	Baha Attract	Ponto Pro	Ponto Pro Power	Alpha 1, 2	Bonebridge
Rodzaj ubytku słuchu	przewodzeniowy, mieszany						
	jednostronna głuchota						
Próg słyszenia – przewodnictwo kostne*	<45 dB HL	< 55 dB HL	< 30 dB HL	< 45 dB HL	< 55 dB HL	< 45 dB HL	< 45 dB HL
Próg słyszenia – przewodnictwo powietrzne w uchu lepszym*	< 20 dB HL	< 20 dB HL	< 20 dB HL	< 20 dB HL	< 20 dB HL	< 20 dB HL	< 20 dB HL
Zalecany wiek	> 5 lat	> 5 lat	> 8 lat	> 5 lat	> 5 lat	> 5 lat	> 18 lat

* Dla częstotliwości: 500, 1000, 2000, 3000 Hz.

Źródło: materiały/broszury informacyjne poszczególnych producentów

Włączając pacjenta do procesu leczenia, w którym podstawą jest chirurgia ucha, należy zapewnić mu odpowiednie zaplecze ambulatoryjne oraz pomoc przeszkolonego personelu medycznego. W przypadkach niepowikłanych pobyt w szpitalu pacjenta kwalifikowanego do wszczepienia urządzenia na ogół nie przekracza 24 godz. (w tym: rozmowa z chirurgiem, ostateczna kwalifikacja, podpisanie świadomej zgody z zaznaczeniem, że pacjent został poinformowany o możliwych zagrożeniach i powikłaniach, chirurgia oraz obserwacja pooperacyjna).

W zależności od zastosowanego urządzenia oraz wdrożonej procedury podłączenie procesora najczęściej odbywa się w odstępie kilku tygodni od zabiegu wszczepienia implantu. Procesory ustawiane są przy użyciu oprogramowania producenta na podstawie wyników diagnostyki audiologicznej oraz subiektywnej oceny pacjenta. Wszystkie procesory wykorzystują cyfrowe przetwarzanie sygnału oraz zaopatrzone są w nowoczesne funkcje wspomagające słyszenie. Proces dopasowania polega na właściwym doborze parametrów pracy procesora oraz włączeniu lub wyłączeniu dodatkowych funkcji i systemów wspomagających w zależności od subiektywnej oceny oraz indywidualnych potrzeb pacjenta. Obecnie dąży się nie tylko do poprawy słyszenia i rozumienia mowy, lecz także do takiej optymalizacji ustawień, by wrażenia słuchowe w różnych sytuacjach akustycznych były dla pacjenta komfortowe. Proces dopasowania obejmuje najczęściej kilka etapów i podobnie jak w przypadku innego rodzaju protez słuchowych, wymaga czasu niezbędnego do adaptacji.

PODSUMOWANIE

Podstawowym zadaniem protez słuchowych dobieranych indywidualnie dla pacjenta jest poprawa słyszenia i rozumienia mowy. Dzięki możliwości zaimplementowania w protezach nowoczesnych technologii oczekuje się poprawy komfortu funkcjonowania w różnych warunkach akustycznych. Postęp technologiczny notowany w ostatnich latach w szeroko rozumianej audiologii i protetyce słuchu zaowocował również w obszarze protez na przewodnictwo kostne – dużą różnorodnością dostępnych urządzeń. Dzięki temu obecnie dysponuje się szerokim wachlarzem możliwości wśród aparatów i urządzeń wszczepialnych wykorzystujących kostne przewodnictwo dźwięków. Producenci ulepszają zarówno elementy wszczepialne, szukając optymalnych i bezpiecznych rozwiązań minimalizujących ryzyko powikłań, jak i zewnętrzne procesory, aktualnie zaopatrzone w zaawansowane funkcje cyfrowego przetwarzania sygnałów. Postęp ten wymaga, tak od lekarzy, jak

i od protetyków słuchu, nieustannego podążania za zachodzącymi zmianami oraz poszerzania wiedzy o poszczególnych systemach. Znajomość budowy, zasady działania, kryteriów kwalifikacji do wszczepienia oraz wad i zalet każdego z nich pozwoli jak najlepiej dobrać, a następnie dopasować urządzenie do potrzeb i oczekiwań pacjenta.

*

Wszystkie użyte zastrzeżone nazwy i znaki towarowe, takie jak: BAHA, Cochlear, Ponto, Oticon, Alpha, Sophono, Otomag, Bonebridge, Med-el, SoundBite, Sonitus Medical, TiOblast, DermaLock, OptiGrip, stanowią odpowiednio własność ich właścicieli. Wymienione są jedynie w celu opisu i przedstawienia poszczególnych metod terapeutycznych.

Bibliografia

Bosman A.J., Snik A.F., Hol M.K., Mylanus E.A., 2013, *Evaluation of a new powerful bone–anchored hearing system: a comparison study*, Journal of the American Academy of Audiology, 24(6), s. 505–513.

Doshi J., Sheehan P., McDermott A.L., 2012, *Bone anchored hearing aids in children: an update*, International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 76(5), s. 618–622.

Evans A.K., Kazahaya K., 2007, *Canal atresia: surgery or implantable hearing devices? The expert's question is revisited*, International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 71(3), s. 367–374.

Hojan E., 2009, *Dopasowanie aparatów słuchowych*, Mediton, Łódź.

Hol M.K., Nelissen R.C., Agterberg M.J., Cremers C.W., Snik A.F., 2013, *Comparison between a new implantable transcutaneous bone conductor and percutaneous bone–conduction hearing implant*, Otology & Neurotology, 34(6), s. 1071–1075.

Huber A.M., Sim J.H., Xie Y.Z., Chatzimichalis M., Ullrich O., Roosli C., 2013, *The Bonebridge: Preclinical evaluation of a new transcutaneously-activated bone anchored hearing device*, Hearing Research, 301, s. 93–99.

Mrówka M., 2012, *Zastosowanie tytanowych zaczepów osteointegracyjnych w otorynolaryngologii*, Warszawski Uniwersytet Medyczny, Warszawa [rozpr. na stopień doktora nauk medycznych].

Mrówka M., Skarżyński H., Miszka K., Młotkowska-Klimek P., Szwedowicz P., Zawadzki R., 2001, *Zastosowanie aparatów typu BAHA w nabytych i wrodzonych wadach uszu*, Audiofonologia, XX, s. 35–42.

Mulla O., Agada F., Reilly P.G., 2012, *Introducing the Sophono Alpha 1 abutment free bone conduction hearing system*, Clinical Otolaryngology, 37(2), s. 168–169.

Niparko J.K., Cox K.M., Lustig L.R., 2003, *Comparison of the bone anchored hearing aid implantable hearing device with contralateral routing of offside signal amplification in the rehabilitation of unilateral deafness*, Otology & Neurotology, 24(1), s. 73–78.

Piotrowska A., Lorens A., Mrówka M., Olszewski Ł., Charukiewicz A., Skarżyński H., 2009, *Speech discrimination in spatially separated noise in the group of unilateral deaf children fitted with BAHA and conventional CROS system*, 9th EFAS Congress, Hiszpania.

Piotrowska A., Mrówka M., Ratuszniak A., Olszewski Ł., Skarżyński H., 2010, *Results of BAHA system application in single sided sensorineural deafness in children*, 10th International Congress of the European Society of Pediatric Otorhinolaryngology, Hiszpania.

Skarżyński P.H., Porowski M., Mrówka M., Olszewski Ł., Skarżyński H., 2013, *Bonebridge – the first surgical experience and 6 months results*, 4th Symposium on Bone Conduction Hearing – craniofacial osseointegration, Wielka Brytania.

Sprinzl G., Lenarz T., Ernst A., Hagen R., Wolf-Magele A., Mojallal H., Todt I., Mlynski R., Wolframm M.D., 2013, *First European Multicenter Results With a New Transcutaneous Bone Conduction Hearing Implant System: Short-Term Safety and Efficacy*, Otology & Neurotology, 34(6), s. 1076–1083.

Śliwińska-Kowalska M., 2005, *Audiologia kliniczna*, Mediton, Łódź.

Watson G.J., Silva S., Lawless T., Harling J.L., Sheehan P.Z., 2008, *Bone anchored hearing aids: a preliminary assessment of the impact on outpatients and cost when rehabilitating in chronic suppurative otitis media*, Clinical Otolaryngology, 33(4), s. 338–342.

Westerkull P., 2011, *The Ponto bone-anchored hearing system*, Advances in Otorhinolaryngology, 71, s. 32–40.

OLGIERD STIELER

PROGRAMOWANIE PROCESORÓW MOWY W IMPLANTACH

1. JAK DZIAŁA PROCESOR MOWY I IMPLANT ŚLIMAKOWY

Zadaniem implantu ślimakowego ulokowanego w pobliżu zakończeń nerwu słuchowego jest ich bezpośrednia stymulacja elektryczna. W przypadku niedosłuchu odbiorczego (czuciowo-nerwowego) o lokalizacji ślimakowej rozległe uszkodzenie komórek słuchowych wewnętrznych powoduje brak lub szczątkową komunikację z nerwem słuchowym (Pruszewicz, 2002). Elektrody wprowadza się chirurgicznie do schodów bębenka. Znajdują się w pobliżu zakończeń komórek zwojowych nerwu słuchowego i pobudzają sprawny nerw słuchowy.

Urządzenie składa się z części zewnętrznej – procesora mowy i części wewnętrznej – implantu. Procesor mowy zasila część wewnętrzną i steruje stymulacją elektryczną. Transmisja i zasilanie implantu wykorzystuje częstotliwość 5 MHz, połączenie obu części odbywa się poprzez skórę. Wraz z rozwojem technologii u pacjentów stosuje się nowsze modele procesorów mowy dostosowane do starszej części implantowanej. Współczesne procesory mowy mają możliwość dwukierunkowej komunikacji z częścią wszczepioną – oprócz sterowania mogą być wykorzystane do pomiarów elektrofizjologicznych. W procesorze mowy dokonuje się filtracji pasmowej, analizy sygnału oraz zamiany sygnału akustycznego na kod elektryczny. Sygnał mowy jest dzielony na pasma w procesie analizy opartej na szybkiej transformacie Fouriera FFT. Liczba filtrów lub pasm analizy odpowiada liczbie aktywnych elektrod w części wewnętrznej. W ten sposób zachodzi konwersja sygnału akustycznego na elektryczny (fizjologicznie w receptorze słuchowym). Sygnał jest wysyłany do elektrody przypisanej do danego zakresu

częstotliwości sygnału wejściowego. Procesem tym zarządza tabela podziału częstotliwości zdefiniowania w ustawieniach procesora mowy. Zakres sygnału analizowanego zawiera się w przedziale od około 200 do 8000 Hz, podzielonym na liczbę pasm zgodnie z liczbą aktywnych elektrod, zwykle od 20 do 22, w zależności od strategii kodowania mowy i modelu implantu.

2. PARAMETRY STYMULACJI ELEKTRYCZNEJ

W procesorze definiuje się liczbę analizowanych maksimów widma. Jeśli w sygnale pojawią się maksima spektralne, następuje elektryczna stymulacja odpowiednich elektrod. Poziom ciśnienia akustycznego sygnału jest proporcjonalny do natężenia prądu stymulującego (μA) i szerokości impulsu (μs) w granicach zadanych w procesorze mowy progów stymulacji *T*, *C* (μA). Progi stymulacji minimalnego odczucia dźwięku *T* i maksymalnego komfortu *C* określają dynamikę/zakres stymulacji elektrycznej ustalony i programowany indywidualnie dla każdej z elektrod. Impuls ma kształt prostokątny o zerowej składowej stałej i zadanej stałej szerokości. Zmienna jest wysokość impulsu, proporcjonalnie do głośności sygnału na wejściu, i zawiera się pomiędzy wartościami progów minimalnego odczucia głośności i maksymalnego komfortu. Stymulacja elektryczna jest prowadzona proporcjonalnie do analizowanego poziomu ciśnienia akustycznego sygnału. Zmianie poziomu odpowiada zmiana amplitudy impulsu w zakresie zadanych progów stymulacji. Ograniczeniem poziomu stymulacji może być impedancja na styku tkanka – elektroda. Jeśli, z uwagi na ograniczenia wynikające z impedancji, nie można zwiększyć amplitudy impulsu, wówczas zwiększa się zadaną szerokość impulsu. Wymaga to ponownego, precyzyjnego określenia progów stymulacji (niższe wartości parametrów progowych) oraz dokładnej weryfikacji ustawień.

Większość systemów implantów przetwarza analizowany sygnał od poziomu 20–30 dB SPL, stosując następnie kompresję przy poziomie sygnału rzędu 70–80 dB SPL. Poziom progowy analizowany w procesorze jest również możliwy do ustawienia za pomocą czułości mikrofonu. Szybkość stymulacji, określona w liczbie impulsów na sekundę (*pulses per secondo*, pps) w starszych strategiach kodowania mowy wynosiła 250, obecnie stosuje się szybkie strategie kodowania mowy o częstotliwości stymulacji 3–4-krotnie wyższej. W programowaniu procesora mowy wykorzystuje się sposób kodowania mowy dający najszerszy zasób informacji – liczba przetwarzanych maksimów widma od 8 do 10 przy częstotliwości stymulacji pojedynczej elektrody rzędu kilkuset impulsów na sekundę. Obecnie w programowaniu

procesora mowy stosuje się sposób kodowania mowy dający pacjentowi potencjalnie najszerszy zasób informacji – liczba przetwarzanych maksimów widma od 8 do 12 przy częstotliwości stymulacji pojedynczej elektrody rzędu 900 pps (*pulses per second*).

Starsze strategie kodowania mowy opierały się na mniejszych wartościach parametrów, takich jak szybkość stymulacji 250 pulsów na sekundę, liczba maksimów spektralnych analizowanych w procesorze (równa de facto liczbie jednoczasowo aktywnych elektrod stymulujących) rzędu 4 do 6 czy wreszcie liczbie obsługiwanych przez procesory zauszne elektrod. Wynikało to zarówno z ówczesnego stanu wiedzy, jak i z możliwości sprzętowych. Produkowane w tej chwili procesory mowy są zbudowane na bardzo wydajnych i szybkich procesorach sygnału. Umożliwiają analizę i cyfrowe przetwarzanie sygnału wraz z możliwością implementacji algorytmów dedykowanych różnym sytuacjom środowiska akustycznego. W zasadzie w większości systemów implantów ślimakowych stosuje się domyślnie jak najwydajniejszy w sensie efektywności sposób stymulacji – szybka stymulacja rzędu kilkuset impulsów na sekundę, 8 do 10 analizowanych maksimów widmowych, co odpowiada tej samej liczbie elektrod.

Gdyby porównać wielkości akustyczne charakteryzujące sygnał docierający do mikrofonu i parametry elektryczne sterujące stymulacją elektrod wewnątrz ślimaka, schemat takiego porównania wyglądałby następująco:

POZIOM CIŚNIENIA AKUSTYCZNEGO – PROGI STYMULACJI ELEKTRYCZNEJ
CZĘSTOTLIWOŚĆ SYGNAŁU – POŁOŻENIE ELEKTRODY
ZMIANY SYGNAŁU W CZASIE – CZĘSTOTLIWOŚĆ STYMULACJI

3. PROGRAMOWANIE PROCESORÓW MOWY

Programowanie procesora mowy polega na dostosowaniu parametrów stymulacji do indywidualnych cech pacjenta. Należy określić optymalne dla danego pacjenta parametry stymulacji elektrycznej:

– sposób stymulacji, zwany także modem pobudzenia,

– strategię kodowania mowy, częstotliwość stymulacji, liczbę analizowanych przez procesor wartości maksymalnych widma chwilowego sygnału wejściowego,

– liczbę aktywnych elektrod,

– progi stymulacji elektrycznej odpowiadające najcichszym i najgłośniejszym dźwiękom percypowanym przez pacjenta poprzez system implantu, wyznaczone dla każdej z elektrod osobno.

Parametry te dobiera się dla każdego pacjenta indywidualnie, na podstawie pomiarów obiektywnych, subiektywnych i oceny reakcji słuchowych pacjenta (Wolfe, Schafer, 2010).

3.1. Programowanie u pacjentów współpracujących z klinicystą

W przypadku pacjenta współpracującego (dorośli, dzieci starsze) stosunkowo łatwo ustalić próg postrzegania sygnału w całym zakresie elektrod – pacjent sygnalizuje, gdy słyszy. Problemy napotykane podczas ustalania progu minimalnego odczucia sygnału są analogiczne, jak w czasie badania progu słyszenia w audiometrii tonalnej. W przypadku wątpliwości co do progu detekcji można minimalnie podnieść poziom stymulacji i zastosować próbę zliczania liczby impulsów. Te same metody stosuje się w przypadku pacjentów implantowanych z rozpoznaniem współistniejących szumów usznych (*tinnitus*), utrudniających detekcję dla relatywnie niskich poziomów sygnału. Próg minimalnego odczucia dźwięku odpowiada najmniejszej wartości prądu. Daje on wrażenie najcichszego postrzeganego dźwięku (próg detekcji), maksymalny zaś odpowiednio największej wartość prądu, która skutkuje wrażeniem dźwięku głośnego poniżej progu dyskomfortu. Progi te wymagają systematycznej korekty.

Precyzyjne dostrojenie progów stymulacji, czyli minimalnego odczucia progowego i maksymalnego poziomu komfortu jest możliwe głównie na drodze pomiaru psychoakustycznego wspieranego aktywnym treningiem słuchowym, szczególnie w przypadku dzieci. Warto dodać, że w różny sposób określa się minimalny próg postrzeganego sygnału w zależności od producenta implantu – jako poziom wykrywania sygnału, poniżej tego poziomu lub jako poziom uśredniony. Wykorzystuje się również, podobnie jak w badaniu audiometrycznym, metodę wstępująco-zstępującą (mieszaną). Ustawianie progu maksymalnego komfortu oparte jest na różnorodnych metodach skalowania głośności – od prostej pojęciowej skali kategorialnej po metody opracowane akustycznie jako narzędzia diagnostyczne (Hojan, 1997). Zastosowanie odpowiedniego narzędzia zależy bezpośrednio od poziomu komunikacji i możliwości współpracy z pacjentem.

Programowanie procesora mowy u młodzieży i dorosłych, choć łatwiejsze w kwestii realizacji praktycznej niż u dzieci, stawia zupełnie inne wyzwania. Pacjenci oczekują szybkiej możliwości komunikacji, podczas gdy proces przypomina nieco naukę nowego języka. Na tym etapie ważne jest ustalenie z pacjentem kolejności pojawiających się postępów w procesie komunikatywnym. Pierwsza pojawi się zdolność detekcji, czyli wykrywania

dźwięku, następnie różnicowanie docierających poprzez implant sygnałów, a potem ich identyfikacja. Droga do rozumienia mowy w zbiorach otwartych to okres kilku – kilkunastu miesięcy, bardzo zróżnicowany międzyosobniczo.

Należy podkreślić fakt, że trudności w rozumieniu mowy występują typowo w sytuacjach, gdy rozmawia wielu rozmówców naraz, w hałasie czy w dużych, to znaczy o długim czasie pogłosu, pomieszczeniach. Na tym etapie bardzo ważna jest motywacja pacjenta do ćwiczeń i komunikacji, zrozumienie rodziny i otoczenia oraz odpowiednie oczekiwania, stosownie do otrzymanych informacji. Jest to rola wielospecjalistycznego zespołu rehabilitacyjnego, w tym przypadku inna niż w rehabilitacji dzieci.

4. PROGRAMOWANIE U DZIECI

Obecnie, dzięki wczesnej wykrywalności wad słuchu u dzieci, diagnostyka i ocena korzyści z klasycznych pomocy słuchowych kończy się zwykle około 12. miesiąca życia. Wynika to z kalendarium Powszechnego Programu Przesiewowych Badań Słuchu u Noworodków. Diagnostyka na kolejnych poziomach referencyjnych ma miejsce kolejno w pierwszych dniach życia na neonatologii, do 3. miesiąca życia w specjalistycznej klinice na drugim stopniu referencyjności i finalnie do 6. miesiąca życia zakończenie diagnostyki słuchu, zaopatrzenie i dopasowanie aparatów słuchowych na trzecim poziomie referencyjnym. Do tego należy dodać 6 miesięcy oceny korzyści z aparatów klasycznych (akustycznych) podczas rehabilitacji prowadzonej w wielospecjalistycznym zespole. Zespół taki, złożony z terapeutów mowy, audiologa, psychologa, pedagoga, protetyka słuchu, ma za zadanie ocenić efekt zaopatrzenia dziecka w aparaty słuchowe oraz przygotować dziecko i rodziców do ewentualnej implantacji. Wyjątkiem jest stwierdzone uszkodzenie słuchu po zapaleniu opon mózgowo-rdzeniowych. Wówczas może postępować szybkie skostnienie (ossyfikacja) struktur ślimaka i w konsekwencji utrudnienie lub uniemożliwienie skutecznego dostępu operacyjnego. Niemniej, poza opisanym wyjątkiem, w wielu programach implantujących małe dzieci, uwzględniając również uwarunkowania anestezjologiczne, trudności ze współpracą podczas podłączenia procesora mowy, wiek 12 miesięcy wydaje się optymalny. U tak małego dziecka trudno w pierwszych sesjach programowania procesora mowy uzyskać odpowiedź zwrotną. Młody wiek, stymulacja nieznanymi dotąd bodźcami i stres związany z nowymi warunkami znacznie utrudniają współpracę z klinicystą. Bardzo ważne jest więc wykonanie pomiarów podczas operacji. Pomiar elektrycznie

wywołanego odruchu z mięśnia strzemiączkowego, obserwowanego przez chirurga w mikroskopie, określa próg stymulacji, którego nie należy przekraczać w kilku pierwszych sesjach programowania – dla tych poziomów stymulacji należy liczyć się z reakcją bólu lub zbyt głośnych wrażeń. Ilościowo niezwykle przydatny jest profil odpowiedzi z nerwu słuchowego, gdzie rejestruje się potencjały wywołane bodźcem elektrycznym z nerwu słuchowego (*Electric Compound Action Potentials*, ECAP).

W zależności od producenta wszczepów i opatentowanej nazwy pomiar określa się jako telemetrię odpowiedzi neuralnych, obrazowanie odpowiedzi neuralnych lub w inny, podobny sposób. Istota rejestracji, niezależnie od modelu implantu, polega na rejestracji aktywności nerwu VIII jako reakcja na pobudzenie elektryczne (Lai, Dillier, 2000). Próg odpowiedzi z nerwu słuchowego zwykle znajduję się w zakresie dynamiki stymulacji elektrycznej, to jest między progami minimalnego odczucia sygnału i maksymalnego komfortu. W trudnych przypadkach można wykonać telemetrię odpowiedzi neuralnych u dziecka, które nie śpi – artefakty ruchowe i mięśniowe nie są ograniczeniem w badaniu. Należy jednak uważnie obserwować wszelkie reakcje dziecka, ponieważ często sygnał stymulujący może powodować reakcje wrażenia dyskomfortowego dla pacjenta. Jest to bardzo istotne wskazanie poziomu, na którym można oczekiwać reakcji słuchowych możliwych do potwierdzenia w badaniu behawioralnym i podczas dalszej obserwacji (Franck, Norton, 2001).

Podsumowując, pomiary operacyjne dają klinicyście dwie bardzo istotne informacje – jakich poziomów nie przekraczać i gdzie oczekiwać reakcji słuchowych (Karlik, 2010). Często u małych dzieci stosuje się metodę adaptacyjną, to znaczy na podstawie progu odpowiedzi z nerwu słuchowego programuje się kolejne ustawienia z coraz wyższymi progami stymulacji (Stieler, Karlik, 2006). W takim przypadku należy dokładnie poinformować rodziców o konieczności obserwacji reakcji dziecka i przełączeniu programu na poprzedni w przypadku reakcji niepożądanych. W praktyce metoda ta często wykorzystywana jest przy wsparciu rehabilitacji w zespole terapeutów mowy.

Opisany wyżej sposób wstępnego ustawienia procesora mowy bezwzględnie należy uzupełnić i zweryfikować metodami behawioralnymi. Jest to zgodne z podstawową zasadą skrzyżowania zestawu badań (Pruszewicz, 2002), stosowaną w audiologii i dobrej praktyce diagnostyczno-klinicznej. W pierwszych sesjach programowania progów stymulacji elektrycznej u dzieci; progu minimalnego odczucia dźwięku i progu maksymalnego komfortu, dla każdej z elektrod osobno można wyodrębnić trzy sposoby pozyskania informacji o percepcji bodźców przez pacjenta, opierając się na metodach audiometrii behawioralnej:

1) obserwacja reakcji na prezentowane bodźce,

2) praca z pacjentem w sprzężeniu zwrotnym (reakcje uwarunkowane),

3) dane z wywiadu i obserwacja reakcji na dźwięki w środowisku domowym.

W programowaniu progu minimalnego odczucia dźwięku reakcja nadprogowa dziecka polega zwykle na zwróceniu uwagi, poszukiwaniu i często ma miejsce przy pobudzeniu powyżej rzeczywistego progu minimalnego odczuwania wrażenia. W praktyce klinicznej próg odczucia dźwięku programuje się poniżej progu obserwacji reakcji i weryfikuje wraz z postępem w rehabilitacji.

Ważnym narzędziem oceny jest audiogram wykonany w swobodnym polu akustycznym. Test ten można przeprowadzić u dzieci metodą zabawową, po odpowiednim treningu słuchowym. Umożliwia on ocenę progu detekcji i równego poziomu stymulacji dla dźwięków przetwarzanych przez procesor mowy. Reakcje uwarunkowane opierają się na wychowaniu słuchowym i utrwalaniu nabytych umiejętności w treningu słuchowym w okresie kwalifikacji do wszczepu. Przygotowanie takie jest realizowane dzięki zastosowaniu klasycznych aparatów słuchowych (w zakresie istniejących resztek słuchowych, zwykle do 1 kHz) lub urządzeń wibroakustycznych (parestezja – postrzeganie resztkowe poprzez odczuwanie wibracji, zmysł czucia głębokiego). Programowanie poziomu maksymalnego komfortu oparte jest na skalowaniu głośności oraz ocenie akceptacji prezentowanego sygnału. Uzupełnieniem informacji jest wywiad poprzedzający każdą sesję programowania procesora, dotyczący reakcji na dźwięki otoczenia i tolerancji głośnych dźwięków.

Ocena ustawień procesora mowy dokonana jest poprzez badanie progu detekcji w polu swobodnym (kontrola progu T) i badanie skalowania głośności lub pomiar elektrycznie wywołanego odruchu z mięśnia strzemiączkowego, mierzony za pomocą mostka impedancyjnego (kontrola progu C). Ważną informacją jest próg detekcji w audiometrii pola swobodnego. U wszystkich dzieci dane te weryfikuje się w wywiadzie dotyczącym reakcji słuchowych zaobserwowanych w środowisku domowym. Uzupełnienie wyników oceny danymi z wywiadu dostarcza informacji o reakcjach na głośne i dokuczliwe dźwięki w codziennym życiu. Nawet takie dźwięki, przy prawidłowo zaprogramowanym progu C, powinny być prezentowane w zakresie komfortowego słyszenia.

W przypadku pacjentów dorosłych, dostarczających informacji zwrotnej, istotne są wrażenia słuchowe określane w dopasowaniu. Gdy pacjentem jest dziecko, źródłem ważnych informacji są pomiary operacyjne i proste testy audiometrii zabawowej. Wychowanie słuchowe, a następnie trening naby-

tych umiejętności są podstawą w nawiązaniu kontaktu z dzieckiem implantowanym, niezbędną w programowaniu procesora mowy metodą psychoakustyczną. Umożliwia ono uzyskanie informacji zwrotnej, oceny reakcji słuchowych poprzez zabawę, ułatwia pierwsze, niejednokrotnie trudne, kroki w wejściu dziecka w świat dźwięku. Wypracowanie umiejętności słuchania, koncentrowania się na bodźcach akustycznych to ciągłe zwracanie uwagi na dźwięki otoczenia, nadawanie im konkretnych znaczeń (desygnaty) (Magierska-Krzysztoń, Stieler, 2004). Wyrobienie u rodziców tych nawyków poprzedzone jest wychowaniem słuchowym dziecka w okresie przedoperacyjnym, podczas kwalifikacji do wszczepu, realizowanym poprzez aparaty słuchowe. Wykonuje się ćwiczenia naśladownictwa, wraca do znanych dźwięków, na przykład podczas spaceru, przegląda ilustracje, prezentuje nowe dźwięki (koniecznie ilustrowane przykładami w środowisku) i utrwala już poznane. Takie działanie jest naturalnym wstępem do rehabilitacji mowy, analogicznie zresztą do fizjologicznego rozwoju reakcji słuchowych.

Oczywisty jest fakt, że dziecko w ostatnim okresie – związanym z operacją – funkcjonowało w warunkach ogromnego stresu (pobyt w szpitalu, zabieg, nowe doznania w czasie pierwszych sesji programowania), zatem komunikacja z pacjentem jest bardzo utrudniona. Ocena reakcji słuchowych dokonana w środowisku domowym, a więc w naturalnym środowisku dziecka, jest dla klinicysty bardzo ważnym źródłem informacji. Stąd konieczność wspierania obiektywnej diagnostyki narzędziami, jakie daje audiometria behawioralna. Podstawowym jej walorem jest komunikacja naturalnym językiem dziecka, oznaczającym, w zależności od umiejętności, obserwację reakcji dowolnych, uwarunkowanych, dyskryminację bądź identyfikację w zbiorach zamkniętych i otwartych.

Audiometria behawioralna (zachowań) opiera się na obserwacji reakcji dowolnych, uwarunkowanych oraz wyższych czynności związanych z funkcjami poznawczymi, na przykład detekcja, dyskryminacja i identyfikacja dźwięku, audiometria mowy – początkowo w zbiorach zamkniętych, tematycznych, otwartych (Magierska-Krzysztoń, Stieler, 2004). Jest to bardzo ważne narzędzie oceny umiejętności słuchowych u dzieci.

W sesjach programowania procesora mowy u małych dzieci istotna jest informacja zwrotna uzyskana od rodziców:

– postrzeganie dźwięku poprzez implant w sytuacji skupienia uwagi,
– reakcje zaobserwowane podczas zabawy dziecka,
– opis dźwięków, które wywołują reakcje,
– zaobserwowana spontaniczna wokalizacja,
– czas korzystania z procesora mowy w ciągu dnia,
– akceptacja urządzenia.

Są to informacje, które po przełożeniu na język akustyki dają ważne wskazówki w programowaniu kolejnych map słuchu (Alexiades i in., 2008). Poczynione w środowisku domowym obserwacje są wolne od błędów obciążających diagnostykę metodą behawioralną, realizowaną w warunkach gabinetu – wywołanych przez czynniki stresu, obce otoczenie, osoby dotąd nieznane dziecku.

5. NOWE KIERUNKI W ROZWOJU OPROGRAMOWANIA

Z uwagi na rozwój programów implantów słuchowych, ich ogromną skuteczność w procesie chirurgicznego leczenia głuchoty w ostatnich latach znacznie wzrosła liczba użytkowników implantów. Klinicyści, którzy zajmują się kwalifikacją, chirurgią i programowaniem, mają ogromną liczbę pacjentów w stałej praktyce szpitalnej. Problem ten dotyczy większości klinik zajmujących się implantacją. Są to duże i kosztowne programy medyczne wymagające zaangażowania wielu specjalistów. Stąd w ostatnich latach pojawiły się tendencje do usprawniania procedur opieki długoterminowej nad pacjentami stabilnymi pod względem klinicznym i wdrażania rozwiązań, które usprawnią opiekę nad pacjentami w krótkim czasie po kwalifikacji i operacji.

Już od etapu operacyjnego, dzięki międzynarodowym badaniom, wprowadzone są takie dodatkowe narzędzia, jak automatyczna rejestracja elektrycznie wywołanych odpowiedzi z nerwu słuchowego czy pilot do pomiarów podczas operacji. Taki pilot, po odpowiednim przeszkoleniu, może być obsługiwany przez personel sali operacyjnej, co powoduje znaczną oszczędność czasu klinicystów. Jest niewielki, nie wymaga podłączenia do komputera. Według wstępnych badań umożliwia również skrócenie czasu pomiarów w stosunku do standardowego oprogramowania.

Uproszczenie oprogramowania do dopasowania procesorów mowy i przekazanie opieki nad stabilnymi pacjentami w ręce odpowiednio przeszkolonych i przygotowanych terapeutów mowy to tendencja wynikająca z obłożenia klinicystów programujących procesory mowy przez stale rosnącą liczbę pacjentów. Rozwiązanie takie ma na celu wykorzystanie doświadczonych inżynierów, lekarzy i akustyków do podłączania procesorów, programowania u małych dzieci i pacjentów trudnych klinicznie.

W nowej generacji procesorów mowy używa się algorytmów sytuacyjnych umożliwiających automatyczną optymalizację pewnych funkcji urządzenia w zależności od rozpoznanych warunków akustycznych środowiska.

Coraz szerzej rozważa się obustronną implantację sekwencyjną i w określonych przypadkach jednoczasową jako dającą lepsze możliwości kompensacji uszkodzenia słuchu (Karlik i in., 2013). Wstępne wyniki potwierdzają korzyści wynikające z obustronnej implantacji ślimakowej, szczególnie w warunkach utrudnionego rozumienia mowy (hałas, wielu rozmówców).

Wiele narzędzi diagnostyki elektrofizjologicznej znalazło zastosowanie w procedurach programowania we wczesnej implantacji. Należy wymienić pomiary elektrycznie wywołanego odruchu z mięśnia strzemiączkowego (śród- i pooperacyjne), rejestrację potencjałów czynnościowych nerwu słuchowego (Brown, 1995) czy elektrycznie wywołane potencjały z pnia mózgu. Trzeba jednak podkreślić, że wszystkie te narzędzia u dzieci bezwzględnie wymagają weryfikacji behawioralnej wielospecjalistycznego zespołu rehabilitacyjnego.

Bibliografia

Alexiades G., De La Asuncion M., Hoffman R.A., Kooper R., Madell J.R., Markoff L.B., Parisier S.C., Sislian N., 2008, *Cochlear Implants for Infants and Children*, [w:] J.R. Madell, C. Flexer (red.), *Pediatric Audiology. Diagnosis, Technology and Management*, Thieme, New York, s. 183–191.

Brown C.J., Abbas P.J., Bertschy M., Tyler R., Lowder M., Takahashi G., Purdy S., Gantz B., 1995, *Longitudinal assessment of physiological and psychophysical measures in cochlear implant users*, Ear and Hearing, 16(5), s. 439-449.

Franck K.H., Norton S.J., 2001, *The elecrically evoked whole-nerve action potential: Fitting application for cochlear implants*, Ear and Hearing, 22(4), s. 289-299.

Hojan E., 1997, *Akustyka aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

Karlik M., 2010, *Pomiary śródoperacyjne i podłączenie procesora mowy po wszczepieniu implantu ślimakowego*, [w:] A. Pruszewicz, A. Obrębowski (red.), *Audiologia kliniczna. Zarys*, Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań, s. 616–618.

Karlik M., Kociemba J., Wiskirska-Woźnica B., Szyfter W., Czerniejewska H., Sekula A., Kałos M., Stieler O., Borucki Ł., Gawęcki W., Magierska-Krzysztoń M., Gibasiewicz R., Lai W.K., Dillier N., 2000, *A simple two-component model of the electrically evoked action potential in the human cochlea*, Audiology and Neurootology, 5(6), s. 333-345.

Magierska-Krzysztoń M., Stieler O., 2004, *Progresses in the development of auditory skills at early implanted children*, XV International Audiological Symposium, Zakopane, Poland.

Pruszewicz A., 2002, *Zarys audiologii klinicznej*, Wydawnictwa Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, Poznań.

Stieler O., Karlik M., 2006, *Evaluation of acoustic nerve dynamic range in patients with cochlear implant*, 8-th European Symposium Pediatric Cochlear Implantation, Venezia, Italy.

Wolfe J., Schafer E.C., 2010, *Programming Cochlear Implants*, Plural Publishing, San Diego.

Wróbel M., 2013, *Obustronne implantacje ślimakowe – doświadczenia własne*, Pol. Przegl. Otorynolaryngol., 2, 4, s. 185–188.

5 PUNKT PROTETYCZNY

AGNIESZKA RUTA

PROFESJONALNA OBSŁUGA I KOMUNIKACJA Z PACJENTEM

Marketingowe podejście do obsługi klienta zakłada, że jest on osią działań podejmowanych przez każde przedsiębiorstwo. Właściwe i trwałe relacje z pacjentem sprzyjają budowaniu silnej marki gabinetu protetyki słuchu oraz umacnianiu jego pozycji konkurencyjnej. Protetyk słuchu może wpływać na decyzje zakupowe pacjentów na wielu płaszczyznach, niemniej w kontaktach międzyludzkich najistotniejsza wydaje się prawidłowa komunikacja. Budowanie trwałych związków to długa i mozolna praca całego zespołu, począwszy od właściciela po personel gabinetu. Rozpoczyna się jeszcze zanim pacjent uświadomi sobie potrzebę zakupu aparatu słuchowego, a kończy na działaniach pozakupowych realizowanych przez placówkę. Efektywność pracy gabinetu będzie większa, jeżeli protetyk słuchu zda sobie sprawę z reguł kierujących zachowaniem pacjentów*.

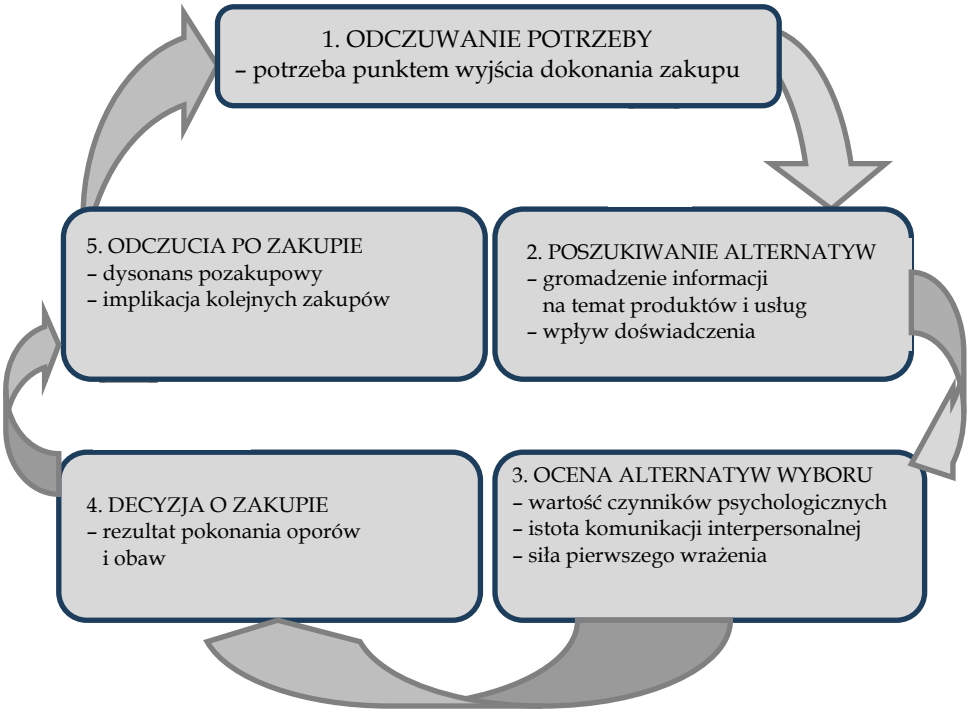
1. PROCES ZAKUPU APARATU SŁUCHOWEGO A STANDARDY OBSŁUGI PACJENTA

Zrozumienie pacjenta i rozpoznanie jego potrzeb oraz oczekiwań to najważniejsze zadania, jakie stoją przed protetykiem słuchu. Definiowanie potrzeb ludzkich w literaturze przedmiotu jest zróżnicowane i niejednorodne.

* Zamiennie używane są terminy „pacjent" i „klient", bowiem z marketingowego punku widzenia ten pierwszy jest jednocześnie klientem placówki medycznej.

Najczęściej prezentowana jest „piramida potrzeb" Maslowa (2006), który twierdził, że potrzeby ludzkie układają się według ściśle określonej hierarchii, począwszy od potrzeb podstawowych do ponadpodstawowych (Mruk, 2009). Potrzeby podstawowe to potrzeby fizjologiczne i bezpieczeństwa, natomiast potrzeby ponadpodstawowe to potrzeby społeczne, uznania i samorealizacji. Według autora teorii na każdym etapie rozwoju psychologicznego człowieka inne potrzeby odgrywają decydującą rolę w kształtowaniu jego zachowań. Adekwatnie do zaprezentowanej hierarchii kolejna potrzeba pojawia się dopiero po zaspokojeniu potrzeby znajdującej się niżej w prezentowanej piramidzie.

Skuteczna i profesjonalna obsługa wiąże się ze zdolnością rozpoznawania potrzeb pacjentów i odpowiedniego dostosowywania oferty w celu ich realizacji. W praktyce oznacza to nabycie umiejętności właściwej komunikacji i budowania długotrwałych relacji. Znajomość procesu zakupu może pomóc w zrozumieniu ludzkich zachowań. Wyodrębnia się pięć podstawowych etapów tego procesu: odczuwanie potrzeby, poszukiwanie alternatyw, ocenę alternatyw wyboru, decyzję zakupu i odczucia po zakupie (ryc. 1).



Ryc. 1. Proces zakupu aparatu słuchowego, opracowanie własne

Wiedza z zakresu zachowań nabywczych pacjentów i podejmowanych przez nich decyzji zakupowych może wpłynąć na wzrost konkurencyjności gabinetu na rynku aparatów słuchowych. W szybko zmieniających się warunkach zewnętrznego i wewnętrznego otoczenia przedsiębiorstwa fakt ten nabiera istotnego znaczenia.

1.1. Odczuwanie potrzeby, czyli jej uświadomienie

Punktem wyjścia dokonania zakupu jest zaistnienie potrzeby, która powoduje chęć jej zaspokojenia i jest motorem do poszukiwania najlepszych możliwych alternatyw. Przyczyny powstawania potrzeb są różne i zależą od wielu czynników. Często jest to chęć naśladownictwa pojawiająca się pod wpływem reklamy czy informacji przekazanej od znajomych i przyjaciół. Zamieszczenie skutecznej reklamy w ogólnodostępnej prasie lub w przychodni lekarskiej może wpłynąć pozytywnie na wzrost liczby pacjentów w gabinecie protetyki słuchu.

Bardzo cennym źródłem uświadamiania potrzeb i komunikacji z pacjentem jest Internet, który często staje się pierwszym miejscem zbierania informacji o produkcie i usłudze, a także o firmie. W literaturze przedmiotu pojawiło się określenie związane z tym zjawiskiem – Zero Moment of the Truth, <http://www.zeromomentoftruth.com/>, [dostęp: 05.03.2012], czyli „zerowy moment prawdy". ZMOT jest to czas poszukiwań w Internecie informacji o produkcie lub usłudze jeszcze przed jego wizualizacją. Ciekawa strona internetowa prezentująca ofertę placówki, połączona z artykułami dotyczącymi użytkowania aparatu słuchowego, wpływa korzystnie na tworzenie efektu pierwszego wrażenia, stąd nie można pominąć tego medium w procesie budowania wizerunku gabinetu.

1.2. Poszukiwanie alternatyw, czyli identyfikacja sposobu zaspokojenia potrzeby

Uświadomienie potrzeby implikuje kolejny krok związany z identyfikacją sposobów jej zaspokojenia. W praktyce oznacza to wykorzystanie własnego doświadczenia, opinii znanych osób czy zachęt promocji wynikających z zapoznania się z produktami i usługami na targach lub wystawach. Na tym etapie pacjenci gromadzą informacje dotyczące aparatu słuchowego, jak również działalności gabinetu protetyki słuchu (w tym profesjonalizmu pracowników).

W celu jak najlepszego wyboru pacjenci korzystają z informacji zamieszczonych w ulotkach, czasopismach oraz w materiałach znajdujących się w gabinetach. Szukają także potwierdzenia słuszności dokonanego wyboru wśród rodziny i znajomych, zwłaszcza tych, którzy doświadczyli podobnego problemu. Informacja pochodząca od innego pacjenta jest jedną z najlepszych i najtańszych metod reklamy. Protetycy słuchu, świadomi siły marketingu „z ust do ust", dbają o pacjentów, traktując każdego z nich jako indywidualnego partnera biznesowego.

1.3. Ocena alternatyw wyboru, czyli zdolność zaspokojenia potrzeby

Wybór możliwości rozwiązania problemu stanowi kolejny etap procesu zakupu aparatu słuchowego. Dużą rolę odgrywają tutaj czynniki psychologiczne związane z komunikacją interpersonalną. Właściwe powitanie pacjenta, zwrócenie na niego uwagi, chęć rozwiązania jego problemu istotnie wpływają na końcową ocenę. Na tym etapie ważny jest wygląd gabinetu oraz ład i porządek w nim panujący – efekt pierwszego wrażenia. Szczególnego znaczenia nabierają różnego rodzaju certyfikaty i zaświadczenia dokumentujące profesjonalizm świadczonych usług. Stąd tak ważne jest ich eksponowanie zarówno w gabinecie, jak i w mass mediach.

Istotny jest także wygląd lokalu na zewnątrz. Podlega on ciągłej ocenie aktualnych i potencjalnych klientów. Zadbany trawnik, przejrzysty neon z nazwą gabinetu, właściwe oświetlenie budynku wzmacniają efekt pierwszego wrażenia. Komunikacja z pacjentem odbywa się także z wykorzystaniem dostępnych mass mediów, w tym radia, telewizji, prasy czy Internetu.

Oceniając zachowania pacjentów na tym etapie procesu decyzyjnego, należy podkreślić, jak wskazuje Kieżel (2002), że większość ludzi rozpatruje swoje potrzeby w zależności od sytuacji dochodowej. Cena aparatu słuchowego może powstrzymać pacjenta od zakupu nie dlatego, że przekracza jego możliwości finansowe, ale ponieważ jest wyższa, aniżeli jest on skłonny zapłacić. Może się bowiem zdarzyć, że proponowana cena będzie wydawała się pacjentowi zbyt wygórowana w porównaniu z uzyskanymi z zakupu urządzenia korzyściami (czego skutkiem będzie powstrzymanie się od kupna aparatu), choć w rzeczywistości ocena korzyści oparta jest na przekonaniach.

Zakup produktu sygnalizuje światu pozycję nabywcy, uznawane przez niego wartości i preferowany wizerunek własny. Pacjent może chcieć zakupić aparat, odczuwać jego potrzebę, natomiast normy społeczne, w których

funkcjonuje, mogą go do niego zniechęcać. Wprowadzenie na rynek urządzeń mniej widocznych i wzrost świadomości społeczeństwa na temat wad słuchu oraz możliwości ich niwelowania przyczyniają się do systematycznego zmniejszania wykluczenia społecznego osób niedosłyszących.

1.4. Decyzja zakupu jako rezultat pokonania oporów i obaw

Decyzja o zakupie aparatu słuchowego jest wynikiem nabrania przez pacjenta przekonania o walorach produktu i korzyściach wynikających z jego zakupu. Podejmując taką decyzję, klient zawsze wybierze ten produkt lub usługę, które postrzega jako przynoszące mu więcej satysfakcji niż oferta przygotowana przez konkurencję (Lotko, 2006). Decyzja o zakupie aparatu słuchowego związana jest także z doświadczeniami pacjenta. Informacje przekazane przez znajomych i rodzinę na temat marki aparatu czy gabinetu są ważnym czynnikiem wyboru, o czym wspomniano. Istotne jest to, zwracając uwagę na fakt, że komunikacja i właściwa obsługa mają znaczący wpływ na zachowania pacjentów, by protetyk słuchu odpowiednio pokierował rozmową i przebiegiem spotkania. Wyjaśnianie poszczególnych kroków podejmowanych w trakcie wizyty i objaśnianie wykonywanych badań może minimalizować stres oraz przykre napięcie, jakie u pacjenta wywołuje wizyta w gabinecie. Prezentując aparat słuchowy, wskazuje się na pozytywne aspekty jego użytkowania. Na każdym etapie przedstawiania produktu należy dokładnie informować pacjenta o tych cechach, które nawiązują do wcześniej sygnalizowanych potrzeb. Kluczem do sukcesu na tym etapie jest charakter relacji budowanej między stronami, a nie sama oferta (Hill, 2010). Okazuje się, że czynniki emocjonalne przesłaniają funkcjonalne cechy oferowanego produktu. Kontakt z pacjentem wymaga od protetyka słuchu opanowania emocji, zwłaszcza tych negatywnych, występujących w sytuacjach nerwowych i stresujących.

Na decyzję zakupu aparatu słuchowego wpływa także cena urządzenia. W literaturze przedmiotu wskazuje się, że powinno się o niej wspominać na końcu prezentacji oferty, po objaśnieniu funkcjonalności produktu i korzyści wynikających z jego zakupu, ponieważ cena nie jest celem sprzedaży. Binszok (2009) podkreśla, że w pierwszej kolejności powinno się pomóc klientowi odkryć korzyści z dokonanego zakupu i stworzyć dla niego indywidualną wartość produktu. Warto pamiętać, że ceny odgrywają ważną rolę w postrzeganiu produktu lub usługi. Często pełnią funkcje wskaźnika jakości, zwłaszcza gdy klient posiada niewiele informacji na dany temat lub nie potrafi oszacować wartości dodanej produktu czy usługi. Rola ceny jako

czynnika decydującego o zakupie maleje ze wzrostem dochodów, natomiast jakość jest bardziej istotna przy wyborach konsumentów lepiej usytuowanych. Ceny aparatów słuchowych są zróżnicowane i zależą od zastosowanej technologii, marki aparatu, decyzji sprzedażowych w ramach organizacji itd. Prezentując aparat słuchowy, należy zwrócić uwagę na odpowiedni dobór słów i przedstawiać go jako inwestycję w zdrowie, dzięki czemu pacjent „nie wydaje" pieniędzy, lecz inwestuje. Słowo to często jest przychylnie odbierane przez klientów. Należy unikać sformułowania „drogi aparat słuchowy", a w zamian użyć słowa „wysokowartościowy". Podsumowując, właściwa komunikacja z pacjentem wpływa pozytywnie na podejmowane przez niego decyzje.

Zakończona prezentacja produktu skłania do działań w kierunku finalizacji spotkania i dokonania przez pacjenta zakupu. I właśnie wtedy pojawiają się obiekcje oraz obawy ze strony pacjenta, który zaczyna się zastanawiać, na ile zaprezentowany aparat słuchowy spełni jego oczekiwania. Rolą protetyka słuchu na tym etapie jest uświadomienie pacjentowi słuszności podjętej decyzji, tym bardziej, że świadomy klient chce współuczestniczyć przy ustalaniu sposobu leczenia. W związku z powyższym udziela się dodatkowych informacji wzmacniających wartość podjętej decyzji. Zamykając prezentację, sugeruje się podsumowanie najważniejszych korzyści wynikających z zakupienia produktu.

Podczas podejmowania decyzji o zakupie aparatu słuchowego istotne okazuje się budowanie właściwego nastroju. Należy pamiętać, że pacjent zaopatrując się w aparat słuchowy, tak naprawdę kupuje marzenia, które odbiera za pomocą wszystkich zmysłów. Stąd w literaturze przedmiotu można spotkać liczne wskazówki dotyczące zarządzania nastrojem w placówkach medycznych i jego wpływie na proces podejmowania decyzji zakupowych (Skowronek, 2012). Może ono polegać na przekształcaniu tradycyjnych poczekalni w miejsca odpoczynku i wyciszenia poprzez stworzenie odpowiedniej atmosfery (oświetlenie, zapach, dźwięk itd.). Boguszewicz-Kreft (2006) – powołując się na Bitner i Hartley – wskazuje, że poprzez właściwe zaprojektowanie otoczenia można wywierać wpływ na indywidualne zachowania nabywcze, jak i na rodzaj oraz jakość interakcji pomiędzy klientem a personelem. Poprzez odpowiedni wystrój i aranżację wnętrza gabinetu można stwarzać korzystne warunki do pożądanych zachowań pacjentów. Udowodniono, że utwory muzyczne o prostej konstrukcji i niewielkich zmianach dynamiki działają uspokajająco i niwelują nadmierny lęk (Bukowska-Piestrzyńska, 2010). Podobnie kolory ścian, mebli w gabinecie czy inne elementy wystroju mają wpływ na odbiór pacjenta. Przy budowaniu właściwego wizerunku gabinetu warto pamiętać, że fizyczne otoczenie pacjenta wpływa na jego emocjonalny stosunek do gabinetu.

1.5. Odczucie po zakupie, czyli budowanie długotrwałych relacji z pacjentem

Wprowadzając nowe przedmioty i usługi do swojego codziennego życia, ludzie angażują się w proces nieustannego ich oceniania (Solomon, 2006). Pacjent, na podstawie doświadczeń zdobytych w trakcie użytkowania aparatu słuchowego, wyraża swój pogląd o produkcie. W zależności od stopnia odczuwanego zadowolenia może pojawić się aprobata i pochlebstwa bądź niezadowolenie i frustracja. W literaturze przedmiotu negatywny stan emocjonalny wywołany ujawnieniem się ujemnych cech towaru (czy skutków zakupu) albo uświadomieniem sobie istnienia bardziej atrakcyjnych alternatyw nosi nazwę dysonansu pozakupowego (Mazurek-Łopacińska, 2002). Jest on silnie związany ze strefą psychologiczną i polega na utracie przez pacjenta przekonania o skuteczności podjętej decyzji. Stąd tak ważny na tym etapie jest kontakt z pacjentem. Dysonans pozakupowy może wynikać z wielu przyczyn, między innymi związanych z brakiem umiejętności obsługi urządzenia, problemami technicznymi, nastawieniem, zmiennymi oczekiwaniami itd. Zachowania pacjentów po zakupie wpływają na stopień ich zadowolenia. Należy więc pamiętać, że w rzeczywistości sprzedaży dokonuje się dwa razy: pierwszy raz w momencie podjęcia decyzji o zakupie produktu, drugi raz niwelując negatywne myśli wynikające z dysonansu pozakupowego. Zachowania po zakupie wpływają również na stopień przywiązania pacjenta do placówki medycznej. Pacjent niezadowolony (choćby częściowo) najprawdopodobniej nie zakupi ponownie produktu i będzie poszukiwał nowych sposobów zaspokojenia swoich potrzeb oraz ostrzegał innych potencjalnych nabywców przed zakupem w tej placówce. Sernovitz (2011) uważa, że ludzie, którzy usłyszą o złych doświadczeniach związanych z zakupem, są jeszcze mniej skłonni pojawić się w danej placówce niż ludzie, którzy rzeczywiście doznali tych przykrych doświadczeń. Pacjent zaopatrzony w aparat słuchowy może odczuwać obawy związane z jego użytkowaniem, dlatego tak istotny jest kontakt po sprzedaży. Jest to też dobry moment na wyjaśnienia ewentualnych wątpliwości lub odpowiedzi na pojawiające się pytania. Ponowienie kontaktu z pacjentem przyczynia się zatem do łagodzenia dysonansu pozakupowego. Wzmocnieniem w budowaniu pozytywnych relacji będzie odwołanie się do jednej z zasad wywierania wpływu na ludzi Cialdiniego (2013) – zwanej społecznym dowodem słuszności. Używając w trakcie rozmowy słów: „wszyscy są zadowoleni z tego aparatu słuchowego", „moja mama także go ma", protetyk słuchu uświadamia i upewnia pacjenta o trafności zakupu.

2. PODSTAWY PRAWIDŁOWEJ KOMUNIKACJI Z PACJENTEM

Pacjent jako klient gabinetu protetyki słuchu jest szczególnie wrażliwy na komunikację, zarówno werbalną, jak i niewerbalną. Określa się ją jako proces porozumiewania się, którego zadaniem jest przekazywania informacji. Właściwa komunikacja wymaga od protetyka słuchu kompetencji z zakresu psychologii, socjologii, marketingu i neurolingwistyki. Rozwój nowych technologii zapoczątkował wzrost wykorzystania jej w medycynie, w szczególności w zakresie pracy ludzkiego mózgu i jego wpływie na podejmowane przez konsumentów decyzje zakupowe. Do dziedziny marketingu wprowadzono nowe pojęcie – „neuromarketing", określające funkcjonowanie mózgu związane z podejmowaniem przez konsumentów decyzji zakupowych. Okazuje się, że co sekundę nasze zmysły odbierają około 11 mln informacji (Pradeep, 2011). Najwięcej z nich przyswajamy za pośrednictwem wzroku, niemniej pozostałe zmysły (słuch, węch, dotyk, smak, zmysł równowagi) również są ważne. Człowiek statystycznie odbiera 82% bodźców wzrokowo, a 11% słuchowo, czyli około 93% percepcji świata zewnętrznego odbieramy tylko przy użyciu tych dwóch zmysłów (Franczak, 2011). Zmysł słuchu służy ludziom do utrzymywania kontaktów między sobą. Dzięki niemu ludzie mogą się komunikować i odbierać bodźce z otoczenia. Aparat słuchowy przywraca możliwość właściwego funkcjonowania. Wypożyczając pacjentowi aparat słuchowy celem kilkudniowej próby, umożliwiamy mu zapoznanie się z urządzeniem i przyzwyczajenie się do niego. Doświadczenia, które nabywa w tym okresie, wpisują się w koncepcję marketingu doświadczeń, a wynika z niej, że większość decyzji podejmowanych jest na podstawie wcześniejszych przeżyć i związanych z nimi emocji (Boguszewicz-Kreft, 2012). Przed protetykami słuchu stoi zadanie zaspokojenia potrzeb pacjenta, zwłaszcza tych emocjonalnych. Wykonanie tego zadania jest szczególnie trudne w sytuacji, gdy pacjent nie potrafi ich określić, a jego intencje nie są możliwe do odczytania. Stąd niezbędna jest wiedza protetyka słuchu o komunikacji interpersonalnej i związanych z nią psychologicznych aspektach obsługi.

2.1. Rola pierwszego wrażenia

Na pacjenta wchodzącego do gabinetu protetyki słuchu oddziałuje wiele bodźców, które wywołują różne emocje. Wspomniany zapach, dźwięk, wygląd zewnętrznych i wewnętrznych atrybutów gabinetu istotnie kreują wyobrażenie pacjenta o spodziewanej fachowości otrzymanych usług.

Pierwsze wrażenie, jakże ważne w dalszych relacjach z klientem, tworzone jest już na tym etapie obsługi klienta. Psycholodzy wskazują, iż budowanie zaufania i lojalności następuje już od momentu pierwszego spotkania z pacjentem. Począwszy od powitania kreujemy właściwą dla naszego gabinetu atmosferę poczucia bezpieczeństwa i profesjonalizmu. Stąd stwierdzenie, że najważniejszym czynnikiem w podjęciu decyzji o wyborze gabinetu jest osoba protetyka słuchu. Pierwsze wrażenie okazuje się ważnym czynnikiem wpływającym na dalsze etapy kontaktów z pacjentem.

W budowaniu relacji istotne są dwa czynniki: fachowość oferowanych usług oraz umiejętność komunikacji interpersonalnej. W kwestii pierwszego czynnika można odnieść się do wiedzy protetyka słuchu i umiejętności, które pozwolą mu na właściwe dopasowanie aparatu słuchowego pod kątem medycznym. Profesjonalizm, jakiego oczekuje pacjent, związany jest także z jakością obsługi, w tym z odpowiednimi relacjami interpersonalnymi. Czysty i schludny ubiór, właściwa prezencja oraz przyjazna postawa protetyka eliminują strach i lęk pacjenta związany z wizytą w gabinecie. Widząc pogodną i pozytywnie nastawioną osobę, pacjent nabiera otuchy i odwagi. Uśmiech okazuje się bardzo ważny, bowiem sprawia, że ludzie czują się lepiej i odwzajemniają swoje odczucia. Kolejnym elementem budowania długotrwałych relacji z pacjentem jest właściwa komunikacja i przejrzysty przekaz informacji. Wiedza z zakresu komunikacji interpersonalnej może pozytywnie wpłynąć na budowanie wizerunku gabinetu.

2.2. Nawiązanie kontaktu

Wywołanie pozytywnego pierwszego wrażenia to istotny krok w kierunku nawiązania kontaktu. Jak wiadomo, budowanie relacji z pacjentem następuje już od początkowych chwil spotkania z nim. Komunikacja z pacjentem odbywa się na dwóch poziomach:

1) racjonalnym – obejmującym wszystko to, co przekazujemy za pomocą komunikacji werbalnej,

2) nieracjonalnym – wynikającym z relacji z pacjentem, odnoszącym się do emocji, przeżyć, odczuć, doświadczeń, nastawień itd., często wyrażanym poprzez mowę ciała.

W trakcie rozmowy zwraca się szczególną uwagę na formę przekazu. Okazuje się, że jego skuteczność w 55% zależy od mowy ciała, w 38% od tonu naszego głosu i w 7% od treści wypowiedzi (Wood, 2013). Pacjent przychodząc do gabinetu protetyki słuchu, oczekuje zrozumienia i wsparcia w rozwiązaniu nurtującego go problemu, jakim jest niedosłuch, czyli braku

swobodnej komunikacji z innymi ludźmi. Będąc osobą niedosłyszącą, pacjent często napotyka na różnego rodzaju przeszkody. W życiu codziennym istnieje wiele sytuacji stwarzających trudność, na przykład problem jest otaczający kupującego hałas i niedosłyszenie sprzedającego, który mówi przez mikrofon umieszczony po drugiej stronie szyby, wyjście do kina czy teatru itd. Sytuacje takie wzmacnia czynnik psychologiczny związany między innymi z odbiorem osób niedosłyszących przez otoczenie, w którym one funkcjonują. Poznanie zasad odpowiedniej komunikacji interpersonalnej może wpłynąć pozytywnie na proces budowania długotrwałych relacji z pacjentem.

2.3. Komunikacja werbalna

Postawa, jaką przyjmie protetyk słuchu podczas wstępnej rozmowy, stanowi fundament dalszych kontaktów. Właściwa komunikacja z pacjentem pozwala na stworzenie warunków do profesjonalnej obsługi. Rozmawiając z pacjentem, warto pamiętać o kilku zasadach:

1) utrzymywaniu kontaktu wzrokowego jako wyrazu zainteresowania i szacunku;

2) głos – jeśli ton, tempo i głośność przypadną drugiej osobie do gustu, wówczas następuje niwelacja dyskomfortu i pogłębienie dobrych relacji;

3) słuchanie (podejście fizjologiczne) a słyszenie (proces psychologiczny) – gdy ktoś spotka osobę faktycznie umiejącą słuchać, to pragnie przebywać w jej towarzystwie;

4) niepodzielna uwaga – wiąże się z poświęceniem pacjentowi czasu; zachowaniem się w taki sposób, by rozmówca czuł, że uważa się go za ważną osobę;

5) dopasowanie postaw – odnosi się do odzwierciedlania postawy rozmówcy i sposobu mówienia (długość zdań), inaczej rozmawia się z dzieckiem, a inaczej z osobą starszą;

6) spokój, opanowanie i pewność siebie pozwalają na pozytywne rozwiązywanie wszystkich problemów;

7) pokazywanie szacunku kolegom i koleżankom w pracy – jeżeli szanujemy współpracowników, to na pewno będziemy szanować nieznane nam osoby.

Właściwa komunikacja z pacjentem wymaga znajomości zasad skutecznego mówienia. Zwraca się uwagę na wyraźne i poprawne wymawianie słów, ponieważ wypowiedź powinna być jasna i jednoznaczna. Sugeruje się zrezygnowanie z używania słów i zwrotów niezrozumiałych dla pacjenta,

w tym wyrazów obcojęzycznych czy specjalistycznych. Należy unikać zbyt szybkiego i zbyt monotonnego mówienia, ponieważ pacjent może stracić wątek wypowiedzi, co prowadzi do nieporozumień. Z kolejnej zasady wynika, że zbyt głośne mówienie może być drażniące dla odbiorcy, natomiast zbyt ciche może go usypiać lub po prostu pacjent może nie dosłyszeć skierowanego do niego przekazu. W komunikacji z osobami starszymi warto podkreślać kilkakrotnie w trakcie rozmowy najważniejsze informacje lub zapisać je na kartce i przekazać pacjentowi przy wyjściu. Działając w ten sposób, eliminuje się obawy i pytania, jakie mogą się pojawić po zakupie aparatu słuchowego.

Pacjenci często nie potrafią wyrazić własnych pragnień i oczekiwań. Rolą protetyka słuchu jest więc właściwe poprowadzenie rozmowy w celu ich ujawnienia i udzielenia pomocy w ustaleniu, czego naprawdę pacjenci potrzebują. Chcąc poradzić sobie z zagubionym pacjentem, należy wcielić się w rolę detektywa i zadawać odpowiednie pytania naprowadzające. Sugeruje się także unikanie niektórych zwrotów w komunikacji z pacjentem. Należą do nich między innymi: „Nie wiem" – lepiej powiedzieć: „To dobre pytanie. Jak tylko sprawdzę, to Pana/Panią poinformuję"; „Będzie Pan musiał/Pani musiała" – lepiej: „Proponuje, żeby Pan/Pani …"; „Nie mogę tego zrobić" zamienić na: „Zobaczę, co będę mógł zrobić w tej kwestii"; „Czy to już wszystko?" – lepiej: „W czym mogę jeszcze pomóc".

W kontaktach międzyludzkich należy pamiętać o właściwym stosowaniu niektórych słów i ich oddziaływaniu. Jednym z takich „magicznych" słów jest „ale", które w naszej podświadomości działa jak kasownik niwelujący znaczenie pierwszej części zdania, na przykład: „Chętnie pokazałbym Panu możliwości tego aparatu słuchowego, ale zamykamy już dziś gabinet. Zapraszam jutro" lub: „Potrzebuję ten aparat słuchowy, ale brakuje mi pieniędzy, żeby go kupić".

Innym takim słowem jest „nie", które jest niezrozumiałe dla naszej podświadomości, w związku z czym działa odmiennie, aniżeli tego oczekujemy. Mówiąc: „Proszę nie myśleć o cenie aparatu", pacjent od razu zacznie kalkulować, czy stać go na zakup prezentowanego produktu. Zamiast mówić o kosztach, jakie trzeba ponieść, kupując aparat słuchowy, warto przedstawiać go jako inwestycję w zdrowie, o czym wspomniano.

Ludzie lubią sformułowania pozytywne i chętnie je przyswajają. Pokazywanie świata w pozytywnej perspektywie jest szczególnie ważne dla osób starszych, które często ignorują wszystko to, co negatywne. Wysyłając optymistyczne komunikaty do otoczenia, tworzymy atmosferę przyjazną zakupom. Neurolodzy twierdzą, iż użycie słowa „nie" w kontaktach z tą grupą wiekową może wywołać efekt przeciwny do oczekiwanego.

Uwzględniając, że ludzki mózg nie rozumie zaprzeczeń, zdanie: „Proszę nie popijać zapisanych lekarstw zimnym mlekiem", może być odebrane jako: „Proszę popijać zapisane lekarstwa zimnym mlekiem". Zatem, zamiast mówić do starszego pacjenta: „Proszę nie zapomnieć o systematycznym czyszczeniu aparatu słuchowego", należałoby powiedzieć: „Proszę pamiętać o systematycznym czyszczeniu aparatu słuchowego".

Pacjenci różnią się także pod względem zachowania. Stąd tak ważne jest dostosowanie zachowania protetyka słuchu oraz stylu rozmowy do osobowości obsługiwanego pacjenta. Na styl zachowania człowieka mają wpływ dwa czynniki (Binsztok, Zuzański, 2013):

1) pewność siebie – czyli zakres wpływu, jaki dana osoba wywiera, aby kontrolować myśli, sytuację i postępowanie innych ludzi;

2) wrażliwość – czyli stopień, w jakim dana osoba wyraża na zewnątrz swoje uczucia i emocje oraz poszerza swoje relacje i stosunki z innymi ludźmi.

Binsztok i Zuzański (2013) uważają, że powyższy podział implikuje możliwość wyróżnienia czterech podstawowych typów klientów, to jest: analityka, przywódcy, towarzyskiego i sympatycznego, do których należy dostosować sposób obsługi w procesie sprzedaży (tab.).

Tabela. Typy osobowości pacjentów i adekwatne do nich sposoby zachowań protetyków słuchu

Analitycy (mała pewność siebie, mała wrażliwość)	Przywódcy (duża pewność siebie, mała wrażliwość)
• w procesie podejmowania decyzji zakupowych podpierają się różnymi danymi (fakty, liczby) • często zainteresowani są szczegółowymi danymi • jasno artykułują swoje potrzeby i oczekiwania • lubią samodzielnie rozwiązywać problemy, często dyskutują • należy przedstawić kilka wariantów rozwiązania problemu, pozostawiając wybór klientowi • do każdego z zaprezentowanych wyborów należy przedstawić listę wad i zalet • podczas prezentacji produktu czy usługi trzeba wspierać się licznymi faktami i namacalnymi dowodami • unikać przytaczania opinii innych	• szybko podejmują decyzję, często opartą na pierwszym wrażeniu • interesuje ich wynik finalny, czyli efekt, rezultat • najlepiej pozwolić im uwierzyć, że pomysł o zakupie był ich własną inicjatywą i decyzją • dobrze jest wyrażać uznanie dla ich działalności, osiągnięć i pomysłów poprzez używanie techniki dowartościowania – przywódcy są łasi na wszelkiego rodzaju pochlebstwa i komplementy • warto zwracać się do nich ze szczególnym użyciem tytułów i stopni naukowych, z którymi mocno się identyfikują • w przeciwieństwie do analityka, który zainteresowany jest szczegółowymi informacjami, przywódcy należy akcentować punkty zasadnicze, bez wdawania

Analitycy (mała pewność siebie, mała wrażliwość)	Przywódcy (duża pewność siebie, mała wrażliwość)
• unikać odwoływania się do emocji • dobrze jest zapewnić o korzyściach wynikających z obsługi posprzedażowej	się w szczegóły • często dobrze panują nad swoimi emocjami
Sympatyczni (mała pewność siebie, duża wrażliwość)	**Towarzyscy** (duża pewność siebie, duża wrażliwość)
• często potrzebują pomocy w podejmowaniu decyzji • w rozmowie z klientem sympatycznym należy zwrócić szczególna uwagę na relacje i emocje • trzeba w taki sposób pokierować rozmową, aby uzyskać informacje dotyczące ich potrzeb i oczekiwań • cieszą się, jeżeli odczują, że ktoś okaże im zainteresowanie i potwierdza ich odczucia • nie cierpią nieporozumień, konfliktów, niedomówień, których świadomie starają się unikać	• potrzebują znajdować się w ciągłym centrum zainteresowania • uwielbiają uczęszczać na spotkania i zapraszać innych do siebie • kochają rozrywkę, kochają życie • miewają problemy z zapanowaniem nad swoimi emocjami • sprzedając produkt lub usługę, należy umożliwić im mówienie o swoich pomysłach, opiniach, fascynacjach czy marzeniach • w rozmowie konieczne jest utrzymywanie ich szybkiego tempa mówienia i przeskakiwanie z tematu na temat

Źródło: na podstawie: Binsztok, Zuzański, 2013

Znajomość podstawowych typów osobowości pacjentów pozwala na lepsze dostosowanie stylu komunikowania się z nimi i jednocześnie wpływa na pozytywne budowanie relacji, co w konsekwencji powinno doprowadzić do wzrostu sprzedaży. Profesjonalny sprzedawca nie zapomni o właściwym zadawaniu pytań mających na celu zdobycie jak największej liczby informacji. Użycie jednej z wielu znanych technik zadawania pytań może wpłynąć na odkrycie i zrozumienie potrzeb pacjenta. Doradza się więc stosowanie następujących zwrotów:

1. „Czy może Pan/Pani powiedzieć coś więcej na ten temat …?"
2. „Co Pan/Pani sądzi na temat …?"
3. „Jakie cechy aparatu słuchowego są dla Pana/Pani najbardziej istotne?"
4. „Gdyby miał Pan/miała Pani opisać aparat słuchowy, co byłoby dla Pana/Pani najważniejsze?"

W ustalaniu potrzeb istotne jest zadawanie otwartych pytań, czyli: „Proszę opisać, w jakich sytuacjach źle Pan/Pani słyszy?"; „Jakie problemy ma Pan/Pani podczas użytkowania aparatu?", „W czym mogę pomóc, by zniwelować Pana/Pani problem?".

Tak stawiane pytania powodują, że pacjenci otwierają się oraz szczerze wyznają swoje wątpliwości, obawy i niepokoje. Chętnie dzielą się także informacjami związanymi z ich życiem prywatnym, opowiadając o swojej rodzinie, przeżyciach czy marzeniach. Rozpoznanie prawdziwych potrzeb pacjenta jest najważniejszym zadaniem protetyka słuchu. W dalszej kolejności w procesie zakupu będzie się on bowiem odwoływał do korzyści, jakie mogą wyniknąć z zakupu zaoferowanego aparatu słuchowego.

2.4. Istota poprawnego słuchania

Poprawne słuchanie sprzyja właściwej komunikacji. Znawcy tematu podkreślają jego ważność w procesie obsługi. Wiąże się ono z umiejętnością skupienia oraz próbą dokładnego zrozumienia pacjenta i jego potrzeb. Ludzie, którzy potrafią uważnie słuchać, osiągnęli tę umiejętność dzięki systematycznym ćwiczeniom. Protetycy słuchu słuchający swoich pacjentów uzyskują wartość dodaną w postaci:

1) uniknięcia nieporozumień i błędów,

2) zebrania informacji na temat tego, czego rzeczywiście potrzebuje pacjent i jak lepiej świadczyć usługi,

3) stworzenia trwałych relacji z pacjentem.

Istotą w procesie komunikowania jest aktywne słuchanie, które polega na pełnym zaangażowaniu w celu otrzymania od pacjenta jak największej liczby informacji. Może ono być zakłócane przez wiele czynników, na przykład:

1) otaczający hałas (szumy dochodzące z zewnątrz gabinetu),

2) uprzedzenia do osoby, płci, zachowań itd.,

3) filtracja, czyli zdolność do „słyszenia" tylko tych informacji, które chcemy usłyszeć,

4) przerywanie rozmówcy w trakcie rozmowy,

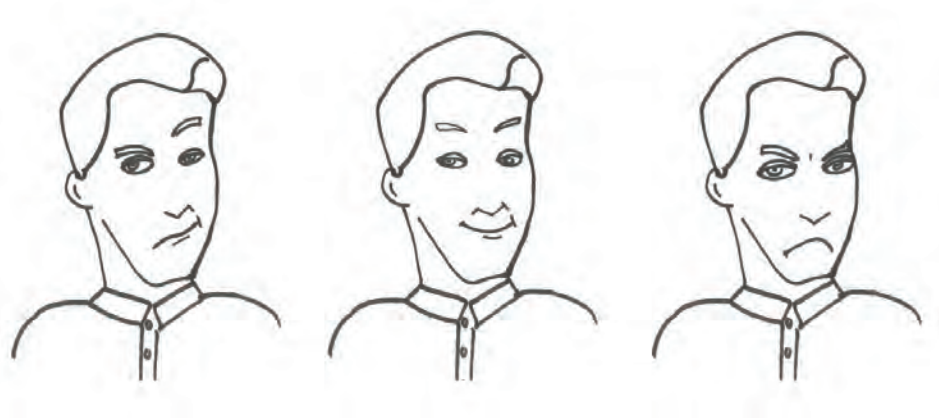
5) rozkojarzenie osoby słuchającej,

6) znudzenie.

Sztuka rozmowy z pacjentem polega na poświęceniu mu pełnej uwagi. Stosując zasady dobrego słuchania, nie zaleca się kończenia zdań za rozmówcę. Trzeba pozwolić mu na swobodną wypowiedź. Odbiorca przekazu powinien koncentrować się na rozmowie – co w praktyce oznacza całkowite skupienie się na problemie i próbie jego rozwiązania. Nie należy w tym czasie przeglądać dokumentów, rozmawiać przez telefon itd. Dobrą metodą jest zapisywanie uzyskiwanych informacji oraz powtarzanie kwestii kluczowych i wyjaśnianie niezrozumiałych sformułowań.

2.5. Komunikacja niewerbalna

Komunikacja z pacjentem to także mowa ciała – wszelkie gesty oraz ruchy, które obrazują postawę i nastawienie protetyka słuchu do pacjenta. Nawet najmniejszy brak zainteresowania jego problemem zostanie od razu zauważony. Pracownicy działów handlowych szkoleni są z zakresu właściwej komunikacji niewerbalnej. Postawa wyprostowana, z dłońmi otwartymi i delikatnym uśmiechem na twarzy wpływa pozytywnie na odbiór protetyka słuchu przez pacjenta. Niejednokrotnie odwdzięczy się on takim samym zachowaniem i postawą, co w konsekwencji wpłynie na budowanie pozytywnych oraz długotrwałych relacji. W komunikacji interpersonalnej należy pamiętać, że przez 60–70% czasu rozmowy powinniśmy utrzymywać kontakt wzrokowy z rozmówcą w tak zwanym trójkącie biznesowym. Jest to przestrzeń na twarzy między czołem a oczami. Wyraz twarzy, w szczególności oczy, to najbardziej wymowny sposób przekazywania komunikatu. Nasza mimika, uśmiech, układ ust i brwi świadczą o stanie emocjonalnym oraz nastawieniu do osoby, z którą rozmawiamy (ryc. 2). Podobnie gesty i inne



Ryc. 2. Wyraz twarzy a stan emocjonalny człowieka, opracowanie własne

ruchy ciała wysyłają komunikat popierający lub negujący rozmówcę. Skinienie głową jest wyrazem aprobaty, natomiast kręcenie nią na boki może świadczyć o niezgadzaniu się z wypowiedzią nadawcy. Nie bez przyczyny powstało wiele powiedzeń związanych z twarzą, między innymi: „Masz wypisane to na twarzy" czy „Twarz prawdę ci powie". Mimika, czyli ruchy mięśni twarzy wyrażają większość emocji (radość, zadowolenie, smutek, złość itd.). Sprawni negocjatorzy potrafią ją kontrolować i nie okazywać uczuć w trakcie rozmowy.

Stan emocjonalny wyrażany jest także poprzez gestykulację, która może przybierać negatywną i pozytywną postać. Dzięki niej, używając odpowiednich gestów, mówca może sprawiać wrażenie osoby mądrej, wykształconej, pewnej siebie i zrównoważonej. Ważne, aby wykonywane dłońmi ruchy nie były zbyt nerwowe i chaotyczne. Budując wrażenie profesjonalnej obsługi, należy pamiętać o spokoju i opanowaniu, a w sytuacjach konfliktowych o postawie asertywnej.

Wyprostowana postawa z dłońmi otwartymi kieruje przekaz o pozytywnym nastawianiu do klienta. Wzmocnieniem zainteresowania problemami pacjenta są niewerbalne potwierdzenia głową i mimiką twarzy. Prezencja protetyka słuchu oraz wygląd związany z ubiorem i zadbaniem osobistym to ważne czynniki właściwej komunikacji. Ubiór i dobór odpowiedniej kolorystyki podkreślają osobowość człowieka. Niedopasowana garderoba może powodować odbiór osoby jako niedbałej, prowokującej lub bez wyczucia.

Kolejnym elementem komunikacji niewerbalnej, którego należy unikać, jest przyjmowanie postawy zamkniętej. Najczęściej wyrażana jest ona poprzez następujące gesty: krzyżowanie rąk czy nóg podczas rozmowy, zaciskanie pięści, stanie za stołem (tworzenie barier) itd. Znanych jest wiele gestów wzmacniających powagę sprzedawcy. Jednym z najczęściej wykorzystywanym jest gest „wieżyczki" (złożenia rąk w wieżyczkę), który ma świadczyć o mądrości rozmówcy (Pease, 2007).

Dystans, jaki zachowują pomiędzy sobą rozmówcy, wpływa na ich samopoczucie. W literaturze przedmiotu wskazuje się na zachowanie odpowiednich odległości w kontaktach biznesowych:

1) do 40 cm przestrzeń każdego człowieka zarezerwowana jest dla rozmów intymnych;

2) do 130 cm – dystans rozmowy partnerskiej ze znajomymi i przyjaciółmi;

3) do 250 cm tworzy się dystans relacji społecznych, czyli zarezerwowany dla osób nieznajomych, z którymi mijamy się na ulicy;

4) powyżej 250 cm – dystans pomiędzy rozmówcami zarezerwowany dla tak zwanych kontaktów publicznych.

Dystans między rozmówcami zależy także od kultury, w jakiej się wychowali. Wpływ na niego ma również gęstość zaludnienia zamieszkanego terenu, bowiem często im gęstość większa, tym dystans pomiędzy ludźmi mniejszy i na odwrót.

Gestami, na które szczególnie powinno uważać się podczas rozmowy z pacjentem, są wszelkie ruchy rąk w obrębie twarzy, czyli: drapanie się za

uchem, pocieranie powiek czy nosa, chwytanie się za kark, poszerzanie kołnierzyka. Są to gesty, które mogą świadczyć o nieszczerych intencjach rozmówcy.

Protetyk słuchu powinien przede wszystkim utrzymywać stały kontakt wzrokowy z pacjentem i reagować na wysyłane przez niego bodźce. Uważna obserwacja pacjenta wskazuje na moment, kiedy werbalnie i niewerbalnie podejmuje on decyzję o zakupie aparatu słuchowego i można „zamknąć kontakt". Pierwszymi sygnałami chęci zakupu mogą być pytania o ostateczną cenę produktu, obsługę posprzedażową, gwarancję itd. Na tym etapie pojawiają się często pytania, które mają na celu upewnienie się co do trafności wyboru i potrzeby zakupu oraz pytania dotyczące możliwości zakupienia dodatków do produktu (baterie, środki czystości). Wśród sygnałów pozawerbalnych można wskazać następujące:

1) zainteresowanie wyrażane uśmiechem podczas oglądania i mierzenia aparatu słuchowego;

2) pozytywne nastawienie do produktu i protetyka słuchu poprzez wyrażanie aprobaty w trakcie prezentacji – skinienia głową.

Reasumując, profesjonalny protetyk słuchu dążąc do zaspokojenia potrzeb pacjentów, sprawia im satysfakcję, realizując działania w trzech podstawowych obszarach:

1) merytorycznym – związanym z wiedzą z zakresu protetyki słuchu, fachowością oferowanych usług i produktów;

2) proceduralnym – dotyczy przede wszystkim czasu i jakości oferowanych usług;

3) psychologicznym – obejmuje tworzone relacje z pacjentem, znajomość potrzeb, pozytywne nastawienie oraz indywidualne traktowanie każdej osoby.

Od protetyka słuchu oczekuje się podjęcia kilku ról. Z jednej strony powinien być dobrym handlowcem (często jest rozliczany z przydzielonych targetów sprzedażowych), z drugiej strony tworzy wartość dodaną poprzez leczenie chorego narządu, co wpływa na podniesienie jakości życia pacjenta i eliminację wykluczenia społecznego. Pacjent oczekuje od protetyka słuchu pełnego zrozumienia jego sytuacji i upewnienia, że aparat słuchowy rzeczywiście podniesie komfort jego życia.

2.6. Trudności w komunikacji z pacjentem niedosłyszącym

Komunikacja z pacjentem niedosłyszącym jest często dużym wyzwaniem dla personelu medycznego. Osoby mające problem ze słuchem, nawet te

korzystające z aparatów słuchowych, doświadczają barier w rozumieniu mowy i otaczających ich dźwięków. Wspomagają się czytaniem z ruchu ust, mimiką twarzy i gestykulacją rozmówcy. Często pomocny okazuje się język migowy lub pisany.

Jedną z przyczyn występowania trudności w komunikowaniu się z osobą niedosłyszącą jest zjawisko asynchronii czynności językowych. Oznacza to opóźnienie w zrozumieniu przekazywanej treści w stosunku do wypowiedzi nadawcy. Osoba z uszkodzonym słuchem potrzebuje więcej czasu na odbiór przekazu. Warto pamiętać, że osoba niedosłysząca musi wyraźnie widzieć twarz rozmówcy – odwrócenie się tyłem lub bokiem znacznie utrudnia komunikację. Ze względu na fakt, że przetwarzanie informacji trwa dłużej aniżeli proces słuchania, od nadawcy wymaga się przyjęcia odpowiedniego tempa mówienia.

Kolejnym utrudnieniem dla osoby z problemem ze słuchem jest rozmowa w grupie. Trudności przysparza szybkie zorientowanie się, kiedy nadawca zakończył swój przekaz, który rozmówca zabiera właśnie głos. Osoby niedosłyszące często wycofują się z rozmów i życia towarzyskiego. Wolą pozostać biernymi uczestnikami spotkań. Obsługując pacjenta z wadą słuchu, należy eliminować dodatkowe hałasy i dźwięki. Najlepiej, kiedy dopasowanie aparatu przebiega w atmosferze spokoju i ciszy, również bez zbędnych osób.

Trudności w komunikacji z pacjentem niedosłyszącym wynikają także z jego wieku. Klientem gabinetu protetyki słuchu są zazwyczaj osoby starsze, które oprócz problemów związanych ze słuchem mają często inne niedomagania. Należą do nich niepełnosprawności motoryczne oraz umysłowe związane z percepcją i przyswajaniem nowych informacji. Z wiekiem pogarsza się też pamięć. Zdolność człowieka do zapamiętywania zależy od umiejętności skutecznego tłumienia różnego rodzaju czynników rozpraszających, według neurologów słabnie z wiekiem. Chcąc skutecznie komunikować się ze starszym pacjentem, należy eliminować wszystko to, co go rozprasza. Komunikat powinien być bardzo prosty, przekaz jasny i przejrzysty, wolny od zbędnych elementów.

Stosunek do życia i świata starszych osób jest inny niż ludzi młodszych. Pojawiające się problemy zdrowotne, w tym ze słuchem, uniemożliwiają swobodne funkcjonowanie w społeczeństwie, co także wpływa niekorzystnie na proces komunikacji. Osoby w podeszłym wieku często są krytycznie nastawione do otoczenia, czasem zgorzkniałe i uparte. Stąd tak ważna rola rodziny w podejmowaniu decyzji o zakupie aparatu słuchowego. Zwykle rodzina i znajomi jako pierwsi zauważają problemy ze słuchem swoich najbliższych. Należy pamiętać, że obsługa pacjenta w podeszłym wieku wyma-

ga cierpliwości i opanowania. Pacjent niejednokrotnie będzie chciał porozmawiać z protetykiem słuchu lub opowiedzieć mu historię ze swojego życia. Chwila poświęcona na taką komunikację sprzyja tworzeniu dobrych z nim relacji. Okazując zainteresowanie, budujemy zaufanie, dzięki czemu przekonujemy pacjenta o trafności podejmowanych decyzji. Szczególną uwagę należy zwrócić na emocje i osobowość pacjenta. Empatia protetyka słuchu i zainteresowanie problemem, z jakim boryka się jego klient, powinny wpłynąć pozytywnie na eliminację ewentualnych negatywnych postaw.

Inaczej przebiega komunikacja z pacjentem młodym. Przeprowadzenie badania słuchu u dzieci jest stosunkowo trudne i czasochłonne. Młody pacjent, nawet z asystą osoby dorosłej, często niechętnie reaguje na wszelkie próby wykonania testów audiologicznych. Ważne jest, aby protetyk słuchu swoją postawą zdobył zaufanie dziecka, które będzie oczekiwało wyjaśnienia kroków działania. Dziecko powinno czuć się bezpiecznie i swobodnie, dlatego przed przystąpieniem do badań proponuje się zabawę z nim lub rozmowę w celu zbudowania właściwych relacji. W komunikacji z młodym pacjentem warto znaleźć „wspólny temat", nawiązać do zainteresowań czy hobby. Kiedy dziecko nabierze zaufania i oswoi się z aparaturą medyczną, badanie słuchu może okazać się stosunkowo proste. W diagnozowaniu dzieci pomocne są programy komputerowe oraz przyrządy specjalnie zaprojektowane (kształt i kolor) dla małego pacjenta.

Trudności w komunikacji z pacjentem niedosłyszącym potęgują różnego rodzaju upośledzenia towarzyszące głuchocie. Praca z niedosłyszącą osobą upośledzoną umysłowo wymaga przede wszystkim cierpliwości. Pomocny może okazać się opiekun, który występuje w roli „tłumacza", co znacznie wspomaga komunikację. Należy pamiętać, że pacjent ma duże trudności w zrozumieniu przekazywanych komunikatów nie tylko ze względu na ubytek słuchu. Spokój, opanowanie i pozytywne nastawienie sprzyjają komunikacji. Dodatkowo można wykorzystać siłę obrazu. Pokazanie zjawisk, czynności bądź osób w rzeczywistości lub na zdjęciu może okazać się dużym ułatwieniem w procesie przekazywania informacji i dopasowywania aparatu słuchowego.

Niwelując bariery w komunikacji z osobami niedosłyszącymi, warto zapoznać się z metodami wywierania wpływu jako psychologicznymi aspektami obsługi pacjentów.

3. PSYCHOLOGICZNE ASPEKTY OBSŁUGI PACJENTÓW

Skuteczność pracy protetyka słuchu uzależniona jest od wielu czynników, w tym od znajomości aspektów psychologicznych komunikacji z pacjentem.

Ważna jest zatem znajomość następujących zasad z zakresu psychologii podejmowania decyzji (Mruk, 2009):

1) zasada kontrastu – pacjenci oceniają ofertę i działania marketingowe gabinetu w zależności od tego, z czym mieli do czynienia wcześniej;

2) zasada wzajemności – pacjent czuje się zobowiązany do zakupu usługi lub produktu od gabinetu/placówki, która wcześniej zaoferowała mu coś gratisowo;

3) zasada zaangażowania i konsekwencji – pacjent pozostaje lojalny względem gabinetu, jeśli wypowie się (najlepiej publicznie) pozytywnie na jego temat;

4) zasada społecznego dowodu słuszności – pacjenci naśladują w swoich decyzjach innych pacjentów i korzystają z usług, które wzbudzają szerokie zainteresowanie innych (dlatego ugruntowana pozycja rynkowa gabinetu przyciąga nowych pacjentów);

5) zasada zaufania i sympatii – pacjenci chętnie odwiedzają te gabinety i tych protetyków słuchu, których znają i szanują;

6) zasada autorytetu – pacjent podejmuje decyzje wsparte poglądami różnych autorytetów;

7) zasada niedostępności – pacjent zwykle przywiązuje uwagę do tego, co może nabyć pod pewnym warunkiem (np. oferta gabinetu ważna tylko przez określony czas).

Wiedza z zakresu psychologicznych aspektów podejmowania decyzji zakupowych jest niezbędna do budowania trwałych relacji z pacjentami. Przyczynia się do wytworzenia atmosfery zaufania i profesjonalizmu. Każdy pacjent chce być traktowany indywidualnie i czuć się najważniejszą osobą w gabinecie. Lubi, kiedy protetyk słuchu zauważa jego obecność, kiedy reaguje na jego widok uśmiechem i miłym słowem. Zasady savoir-vivre'u nakazują szacunek przychodzącemu pacjentowi i poświęcenie mu pełnej uwagi, w przeciwnym razie można się spodziewać, iż szybko zrezygnuje z oferowanych usług.

W myśli zasady, że klient kupuje korzyści z zakupionych usług czy produktów, a nie je same, Binsztok (2009) wskazuje na zastosowanie w rozmowie z klientem schematu: C–K–W, czyli *cecha–korzyść–wyobrażenie korzyści*. I tak, w kwestii określania cechy usługi lub produktu sugeruje zastosowanie następujących pytań: „Ten produkt posiada X…" (cecha) lub „Nasza usługa charakteryzuje się tym, że …" (cecha). Korzyści dla pacjenta można przekazać następująco: „W związku z tym będzie Pan mógł …" (korzyść) albo „… a zatem pozwoli to Panu na …" (korzyść). W konsekwencji budujemy wyobrażenie na temat zaprezentowanych korzyści, prezentując je w następują-

cy sposób: „Proszę sobie wyobrazić, że …?" (wyobrażenie korzyści) lub „… nie wiem, czy uświadamia Pan sobie, że …" (wyobrażenie korzyści).

Jurek (2012) wskazuje, że osoby starsze postrzegają siebie znacznie młodszymi (zwykle o ok. 10–15 lat), co należy uwzględnić w procesie sprzedaży. Komunikując się z osobą starszą, warto podkreślać jej mądrość życiową i rolę jako doradcy dla młodego pokolenia. W szczególności należy unikać stereotypów, pamiętając, że proces starzenia jest kwestią bardzo indywidualną. Sugeruje się nieprzedstawianie seniorów jako osób chorych, a raczej pełnych życia i wigoru, niemniej bez zbędnej przesady. Pacjent powinien identyfikować się z przedstawianym mu obrazem.

W komunikacji z pacjentem warto wykorzystać tak zwany efekt placebo. Wskazuje on, że dla wielu ludzi przekonanie lub oczekiwanie pozytywnego rezultatu może uruchomić odpowiedni proces fizjologiczny, co w konsekwencji wywoła takie same rezultaty, jak substancja syntetyczna, którą jest podawane pacjentowi lekarstwo (Zaltman, 2008). Efekt placebo jest uwarunkowany przekonaniem pacjenta o skuteczności podanego leku, stąd tak istotna jest właściwa komunikacja i sztuka perswazji.

Podsumowując niniejsze rozważania, należy wspomnieć, że na profesjonalną obsługę pacjenta wpływa wiele czynników. Należą do nich:

1) wiedza i kompetencje merytoryczne protetyka słuchu;

2) kompetencje komunikacyjne, to jest umiejętność przekazania wiedzy, zadawania właściwych pytań, odpowiednie dopasowanie mowy ciała;

3) postawa protetyka słuchu, czyli otwartość, chęć pomocy, zaangażowanie i zainteresowanie problemem pacjenta;

4) kultura osobista i odpowiedni wygląd;

5) dobre rozwiązania organizacyjne sprzyjające szybkiej reakcji na potrzeby pacjentów, w tym sprawność załatwiania poszczególnych spraw i właściwy system przekazywania informacji zarówno pomiędzy pracownikami gabinetu, jak i pomiędzy gabinetem a pacjentem (informacje zamieszczane na stronie internetowej gabinetu, ulotki, treść pism informacyjnych, sposób rozmowy przez telefon).

Systematyczne podnoszenie kompetencji i kwalifikacji zawodowych we wszystkich wspomnianych płaszczyznach będzie sprzyjało budowaniu pozytywnych relacji z pacjentami, co w konsekwencji przełoży się na wzrost sprzedaży aparatów słuchowych. W pracy protetyka słuchu ważne jest uświadamianie pacjentom, również społeczeństwu, że aparat słuchowy przyczynia się do podnoszenia komfortu życia i znacznie poprawia jego jakość. Powracając do meritum działalności gabinetu protetyki słuchu, należy pamiętać, że z marketingowego punku widzenia najważniejszym elementem łańcucha sprzedaży jest klient wraz ze swoimi potrzebami i chęcią ich

zaspokajania. W komunikacji z pacjentem warto pamiętać o tym, że ludzie lubią osoby pozytywnie nastawione do życia, wysyłające optymistyczne komunikaty do otoczenia. Zatem, rozmawiając z pacjentem, trzeba podkreślać pozytywne aspekty zakupu i użytkowania aparatu słuchowego.

Bibliografia

Binsztok A., 2009, *Kiedy kropla drąży skałę, czyli droga do mistrzostwa w komunikacji perswazyjnej*, Helion, Gliwice.

Binsztok A., Zuzański T., 2013, *Jak oczarować klientów w sklepie, czyli merchandising z elementami psychologii zachowań konsumenckich*, One Press, Helion, Gliwice.

Boguszewicz-Kreft M., 2006, *Aspekty fizyczne jako element marketingu-mix usług*, Marketing i Rynek, 2.

Boguszewicz-Kreft M., 2012, *Marketing doświadczeń. Jak poruszyć umysł, zaangażować emocje, zdobyć lojalność klienta?*, CeDeWu, Warszawa.

Bukowska-Piestrzyńska A., 2010, *Marketing usług zdrowotnych*, CeDeWu, Warszawa.

Cialdini R., 2013, *Wywieranie wpływu na ludzi. Teoria i praktyka*, GWP, Gdańsk.

Franczak M. (red.), 2011, *Edukacja i aktywizacja zawodowa osób z niepełnosprawnościami*, Wydawnictwo Państwowej Wyższej Szkoły Zawodowej im. A. Silesiusa w Wałbrzychu, Wałbrzych.

Hill D., 2010, *Emocjonomika. Wykorzystanie emocji a sukces w biznesie*, Dom Wydawniczy Rebis, Poznań.

Jurek Ł., 2012, *Ekonomia starzejącego się społeczeństwa*, Difin, Warszawa.

Kieżel E., 2002, *Konsument i jego wybory rynkowe,* Wydawnictwo Akademii Ekonomicznej w Katowicach, Katowice.

Lotko A., 2006, *Zarządzanie relacjami z klientem. Strategie i systemy*, Wydawnictwo Politechniki Radomskiej, Radom.

Maslow A., 2006, *Motywacja i osobowość*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa.

Mazurek-Łopacińska K., 2002, *Orientacja na klienta w przedsiębiorstwie*, PWE, Warszawa.

Mruk H., 2009, *Marketing gabinetów lekarskich na rynku usług zdrowotnych*, Wolters Kluwer Polska, Warszawa.

Pease A. i B., 2007, *Mowa ciała*, Dom Wydawniczy Rebis, Poznań.

Pradeep A.K., 2011, *Mózg na zakupach. Neuromarketing w sprzedaży*, Helion, Gliwice.

Sernovitz A., 2011, *Marketing szeptany*, Wolters Kluwer Polska, Warszawa.

Skowronek I., 2012, *Marketing doświadczeń. Od doświadczeń klienta do wizerunku firmy*, Poltext, Warszawa.

Solomon M.R., 2006, *Zachowania i zwyczaje konsumentów*, Helion, Gliwice.

Wood G., 2013, *Unlock Your Confidence: Find the Keys to Lasting Change through the Confidence-Karma Method*, Watkins Book, London.

Zaltman G., 2008, *Jak myślą klienci. Podróż w głąb umysłu rynku*, Dom Wydawniczy Rebis, Poznań.

Strona internetowa

<http://www.zeromomentoftruth.com>

RADOSŁAW KRUZEL

ALGORYTM OBSŁUGI PACJENTA W PUNKCIE PROTETYCZNYM

Algorytm obsługi pacjenta niedosłyszącego w punkcie protetycznym to proces skomplikowany i niestandardowy. Jego nierutynowy charakter związany jest z dużą różnorodnością przypadków, z jakimi mamy do czynienia w codziennej praktyce. To zróżnicowanie łączy się zarówno z czynnikami obiektywnymi, rodzajem oraz stopniem dysfunkcji słuchu, jak i z czynnikami subiektywnymi cechującymi każdego pacjenta. Mowa tu o preferencjach, oczekiwaniach, wykształceniu, charakterze pracy zawodowej etc.

Z wieloletniego doświadczenia i praktyki w omawianym temacie wynika, że nie tylko elementy stricte merytoryczne są istotne. Duży wpływ na osiągnięcie optymalnych rezultatów protezowania słuchu mają czynniki z pogranicza psychologii, techniki rozmowy z pacjentem, a przede wszystkim rzetelna informacja.

1. PIERWSZA WIZYTA PACJENTA W PUNKCIE PROTETYCZNYM

Pacjent przychodzący pierwszy raz do punktu protetycznego bardzo często odczuwa strach i niepokój. Są to uczucia spowodowane podjętą przez niego decyzją – pojawił się w określonym miejscu i czasie, aby podjąć konkretne działania zmierzające do zniwelowania dysfunkcji, w tym przypadku ubytku słuchu. Musimy pamiętać, zgodnie z amerykańskimi badaniami, że dla pacjenta czas niezbędny do podjęcia decyzji o pojawienia się w punkcie protetycznym to siedem lat (od momentu wystąpienia pierwszych symptomów

niedosłuchu). Zazwyczaj mamy więc do czynienia z pacjentem, który jest świadomy swojej dysfunkcji. Wiemy też, że jest ona już na takim etapie, iż zaczyna mu w sposób istotny przeszkadzać. Jego strach i dyskomfort są spowodowane wieloma czynnikami. Pacjent nie wie, co zrobić z tym problemem, jakie będzie postępowanie w jego przypadku i jakie będą jego konsekwencje. Rolą protetyka słuchu jest przedstawienie problemu i możliwości rozwiązań w taki sposób, aby zminimalizować u pacjenta stres spowodowany wieloma niewiadomymi.

1.1. Powitanie pacjenta

Powitanie pacjenta, który pojawia się pierwszy raz w punkcie protetycznym, jest krótkim momentem w czasie pierwszej wizyty, ale niezwykle istotnym. To podczas powitania należy nawiązać pierwszy kontakt z pacjentem. Jeżeli pacjent był umówiony na wizytę, należy sprawdzić jego nazwisko i potwierdzić cel wizyty. Jeżeli pacjent nie był umówiony, ustalamy cel wizyty, ustalamy, czy może być przyjęty od razu lub wyznaczamy dogodny dla niego termin wizyty.

Podczas tego momentu pewne małe gesty, jak uśmiech, pomoc w zdjęciu okrycia czy zaproponowanie czegoś do picia, spowodują „ocieplenie stosunków" przy pierwszym kontakcie. Pamiętamy także, że wchodzimy w interakcję z osobą niedosłyszącą, z tego powodu mówimy do niej poprawnie, powoli i wyraźnie. Nigdy nie zadajemy pytań o dysfunkcję słuchu lub stan zdrowia w poczekalni, przy innych pacjentach. Taka sytuacja może być wysoce deprymująca dla pacjenta. Rozmowę merytoryczną na temat przedmiotowy przeprowadzamy tylko w przeznaczonym do tego gabinecie.

1.2. Anamneza – „wywiad kluczem do sukcesu"

Wywiad chorobowy to bardzo ważny etap w czasie pierwszej wizyty. Odpowiednio skonstruowany i przeprowadzony może być „kluczem do sukcesu" i istotnie wpłynąć na efekt protezowania. Źle przeprowadzona anamneza nie wnosi niczego istotnego w proces dopasowania, jest stratą czasu.

Przed rozpoczęciem wywiadu należy poinformować pacjenta, że zadamy mu kilka istotnych pytań o stan jego zdrowia, dolegliwości współistniejące, przeszłość zdrowotną. Pacjent musi wiedzieć, że wywiad jest bardzo ważną częścią dopasowania aparatu słuchowego i ma duży wpływ na jego

efekty. W wywiadzie muszą znaleźć się też pytania pozamedyczne, związane ze stylem życia i charakterem pracy zawodowej wykonywanej obecnie lub w przeszłości.

Wywiad należy przeprowadzać na zasadzie rozmowy, utrzymując z pacjentem kontakt wzrokowy. Podczas tej rozmowy zapisujemy istotne dla nas informacje. Pamiętamy, że uzyskanie w tym momencie jak największej liczby informacji jest dla nas cenniejsze niż proceduralne zadawanie pytań i lakoniczne na nie odpowiedzi. Unikamy sytuacji, gdy anamneza przybiera formę szybkiego podawania pytań i otrzymania szczątkowych informacji. Pacjent czuje się wtedy jak na egzaminie, udziela krótkich odpowiedzi potwierdzających lub negujących, niewnoszących wiele do procesu dopasowania aparatu słuchowego.

Wywiad z pacjentem, w części dotyczącej przebiegu choroby i dysfunkcji słuchu, powinien zawierać następujące pytania:

1. Od kiedy zauważono początki niedosłuchu?
2. Czy w rodzinie występowały ubytki słuchu, jakie i w którym pokoleniu?
3. Czy pacjent uległ wypadkowi, miał urazy głowy?
4. Czy pacjent choruje lub chorował na uszy – zapalenia, zapalenia z wysiękiem, perlak?
5. Czy pacjent miał operacje uszne?
6. Czy u pacjenta współwystępują inne choroby, w tym także przewlekłe (jak cukrzyca, choroby endokrynologiczne), które mogą mieć wpływ na tempo pogłębiającego się niedosłuchu?
7. Jakie pacjent zażywał w przeszłości leki i jakie stosuje obecnie? Musimy stwierdzić, czy są to środki farmakologiczne, ototoksyczne?
8. Czy pacjent ma zawroty głowy, migreny, szumy uszne, uczucie pełności i zatkanego ucha?

Wśród pytań o styl życia i charakter pracy zawodowej powinny się znaleźć następujące pytania:

1. Czy pacjent pracował lub pracuje w hałasie?
2. Czy jest lub była stosowana ochrona narządu słuchu?
3. Jak długo pacjent wykonywał daną pracę?
4. W jakim środowisku akustycznym pacjent przebywa najczęściej?
5. Jaki jest charakter pracy i w jakich momentach ubytek słuchu jest najbardziej kłopotliwy?
6. Czy w otoczeniu pacjenta znajdują się urządzenia i sprzęt elektroniczny, który istotnie wpływa na proces słyszenia i rozumienia mowy?

7. Jak pacjent spędza czas wolny? Czy jest aktywny fizycznie? Czy ma jakieś hobby?

Informacja dotycząca sposobu spędzania wolnego czasu jest dla nas bardzo ważna. Jeżeli dowiemy się w wywiadzie, że pacjent jest melomanem lub chodzi do teatru, pozwoli nam to, na dalszym etapie, na dobranie odpowiedniej elektroniki aparatu słuchowego lub włączenie w niej istotnych funkcji czy programów.

Pacjent podczas wywiadu musi mieć możliwość swobodnej wypowiedzi, z której specjalista wyłoni niezbędne informacje. Należy pamiętać, że w naszej praktyce najczęściej mamy do czynienia z ludźmi starszymi, często samotnymi, doświadczonymi przez los. Możliwość opowiedzenia o sobie i swoich dolegliwościach jest dla nich ważna. Wywiad powinien zakończyć się elementarnym pytaniem: Czego Pan(i) oczekuje po zastosowaniu aparatu i w jakich sytuacjach jest on najbardziej potrzebny? To, czy będziemy mogli sprostać oczekiwaniom pacjenta, okaże się w dalszej części procesu dopasowania, po badaniu słuchu.

W rozmowie z pacjentem, podczas wywiadu, jak i na dalszych etapach procedury, należy używać odpowiedniego słownictwa i terminologii. W zależności od tego, w jakim stopniu pacjent wykazuje znajomość tematu, jaki jest jego poziom wykształcenia i wiedzy, dostosowujemy poziom dyskusji. Inaczej rozmawiamy z inżynierem elektronikiem, a inaczej ze starszą osobą ze znikomą wiedzą na powyższe tematy. Istotnym czynnikiem jest również stan psychofizyczny pacjenta, jego szybkość kojarzenia, stopień demencji, możliwość komunikacji. Dlatego w przypadku osób starszych z głębokimi ubytkami słychu często niezbędna jest obecność osoby towarzyszącej, od której będziemy mogli uzyskać cenne dla nas wiadomości i której przekażemy istotne informacje.

Wizyta w punkcie protetycznym w celu badania słuchu i dopasowania aparatu słuchowego powinna zawsze być poprzedzona wizytą u lekarza specjalisty (otolaryngologa lub audiologa), który zakwalifikuje pacjenta do protezowania słuchu. Jeżeli podczas wywiadu otrzymamy od pacjenta informację, że nie odbył wizyty u lekarza, należy ją bezzwłocznie zalecić. Pominięcie tego istotnego etapu może przynieść poważne konsekwencje. Protetyk słuchu musi byś pewny, że przystępując do protezowania, pacjent kwalifikuje się do tej procedury. Musimy wiedzieć na przykład, że ubytek słuchu z towarzyszącymi zawrotami głowy i szumami usznymi nie jest spowodowany przez zmiany organiczne wymagające całkowicie innego postępowania.

1.3. Badanie słuchu

Audiometryczne badanie słuchu jest podstawowym narzędziem diagnostycznym w praktyce audiologicznej (patrz *Metody subiektywne badania słuchu*). Pakiet niezbędnych badań podczas dopasowywania aparatu słuchowego to:

1) próby stroikowe,
2) audiometria tonalna,
3)audiometria mowy.

Pomijając metodologię badań, należy poinstruować pacjenta, w jaki sposób ma reagować podczas badania. W przypadku badania progowego – audiometrii tonalnej – należy poinstruować pacjenta, aby reagował w momencie usłyszenia tonu. Istotne jest również poinformowanie, że najpierw będzie badane ucho lepsze. Pacjent musi wiedzieć, że zostanie poddany działaniu wielu dźwięków – wysokich i niskich tonów, na które będzie musiał zareagować. W początkowej fazie badania często musimy wykonać kilka prób, aby pacjent był pewny, na jaki sygnał ma reagować. W momencie maskowania ucha należy pacjentowi objaśnić cel podawania szumu i nakazać identyfikację tonów w uchu niemaskowanym.

Audiometrie mowy wykonujemy z zachowaniem pełnej procedury, na którą składa się test liczbowy, wyznaczenie progu SRT i test słowny (patrz *Metody obiektywne badania słuchu*). Jest to bardzo ważne badanie w procesie doboru aparatu słuchowego. Dostarcza nam informacji o rodzaju ubytku słuchu, co może być weryfikacją poprzednich badań, ale też pokazuje nam, w jakim stopniu pogorszone jest zrozumienie mowy. Na podstawie tego badania możemy prognozować zysk z aparatu słuchowego. Jeżeli pacjent ma binauralny ubytek słuchu, a decyduje się na protezowanie jednostronne, audiometria mowy ułatwia nam wybór ucha do protezowania.

Badanie audiometryczne należy uzupełnić o badanie progu dyskomfortu (UCL) zarówno w audiometrii tonalnej, jak i mowy. Pozwoli to nam na określenie dynamiki resztkowej pacjenta (patrz *Audiometria dziecięca*).

Zakładając, że cały pakiet badań został wykonany prawidłowo oraz zgodnie z zasadami, możemy przejść do konsultacji i omówienia wyników badania.

1.4. Konsultacja z pacjentem

Po badaniach audiometrycznych należy rzetelnie poinformować pacjenta o ich wynikach i możliwościach postępowania, używając elementarnej terminologii. Konsultacje przeprowadzamy zawsze w przeznaczonym do tej czyn-

ności gabinecie. Nie pozostajemy z pacjentem w kabinie audiometrycznej, ponieważ jej warunki i klaustrofobiczny charakter nie sprzyjają rozmowie.

Zaznaczamy, w jakim zakresie mamy do czynienia z normą i jak na jej tle wyglądają wyniki pacjenta. W przypadku uzyskania wyniku badania, który wskazuje na trwałe uszkodzenie słuchu, przystępujemy do konsultacji z zakresu protezowania. Pacjent powinien wiedzieć, czy rodzaj jego ubytku słuchu ma charakter nieodwracalny. Stosowanie w tym przypadku farmakoterapii lub innego leczenia nie poprawi wydajności słuchowej.

W tym momencie powinniśmy przekazać pacjentowi najistotniejsze informacje, które będą odpowiedzią na następujące pytania:

1. Co możemy w tym przypadku zrobić?
2. Jakie rezultaty możemy osiągnąć dzięki protezowaniu, biorąc pod uwagę ubytek, jego wielkość i rodzaj?
3. Czego na pewno nie osiągniemy?

Jest to moment bardzo ważny podczas całej wizyty. Pacjent powinien dowiedzieć się, jakich efektów może się spodziewać. Szczerość i rzetelna ocena sytuacji jest na tym etapie bardzo istotna. Niedopuszczalne jest obiecywanie rezultatów niemożliwych do osiągnięcia.

Podczas prezentacji konkretnych rozwiązań elektronicznych zaczynamy od przedstawienia typów aparatów. Omawiamy aparaty zauszne z tradycyjną, indywidualną wkładką uszną, aparaty zauszne w systemie open oraz aparaty wewnątrzuszne. Przy każdej kategorii przedstawiamy wady i zalety danego rozwiązania oraz skuteczność i funkcjonalność w tym konkretnym przypadku. Podczas tej prezentacji pokazujemy pacjentowi modele – atrapy aparatów w skali 1 : 1. Głównym zadaniem protetyka jest znalezienie kompromisu pomiędzy estetyką danego rozwiązania, co jest bardzo istotne dla pacjenta w tej chwili a funkcjonalnością aparatu i możliwością optymalnego skompensowania ubytku słuchu. Bardzo ważne jest, aby protetyk przy dopasowywaniu aparatu uwzględnił możliwość samodzielnej jego obsługi oraz sprawność manualną pacjenta.

Po wyborze typu aparatu przedstawiamy pacjentowi propozycję konkretnych modeli. W przypadku modeli zausznych wstępnej przymiarki możemy dokonać od razu. Ważne jest, aby zaprezentować pacjentowi dwa lub trzy modele aparatów różnych producentów. Mogą to być aparaty zróżnicowane pod względem zaawansowania technologicznego, powinny różnić się wizualnie, ale wszystkie muszą spełniać wymogi związane z charakterem i wielkością ubytku. Informujemy pacjenta o tym, że wszystkie przedstawione przez nas modele są odpowiednio dobrane do jego ubytku, a ich zróżnicowanie wynika z poziomu zaawansowania technicznego. Pacjent powinien znać funkcje danego modelu oraz ich wpływ na poprawę słyszenia.

W przypadku modeli zausznych informujemy pacjenta o tym, że może osobiście wpłynąć na stronę wizualną aparatu, wybierając deseń lub kolor jego obudowy. Pacjent może wybrać kolor dostosowany do barwy włosów, maskując tym samym elektronikę za uchem lub przeciwnie – może wybrać kolor bardziej widoczny, eksponując przy tym aparat słuchowy.

W przypadku aparatów wewnątrzusznych każde zamówienie realizujemy indywidualnie, dlatego przymiarka może nastąpić dopiero po wykonaniu aparatu na podstawie wycisku z ucha pacjenta.

Testowaniu aparatów słuchowych w punkcie powinna towarzyszyć prezentacja dźwięków – zarówno dźwięków z życia codziennego, na przykład szelest gazety, dźwięk naczyń czy płynąca woda, jak i dźwięków bardziej złożonych, na przykład muzyka, dialog wielu osób na tle szumu. Podczas ustawiania aparatów słuchowych powinniśmy zaprosić pacjenta na krótki spacer przed punktem protetycznym. Będzie on mógł sprawdzić, czy w warunkach na przykład miejskiej ulicy słyszy i rozumie nas w sposób optymalny oraz czy hałasy otoczenia nie są zbyt głośne i nieprzyjemne. Podstawową metodą oceny zysku aparatu słuchowego jest wykonanie audiometrii słownej w wolnym polu oraz wykorzystanie kwestionariuszy oceny, jakości dopasowania (patrz *Ocena skuteczności dopasowania pomocy słuchowej*).

Po dobraniu konkretnego modelu aparatu informujemy pacjenta o możliwości jego wypożyczenia na kilka dni. Jest to doskonałe rozwiązanie dla pacjenta. W tym okresie będzie on mógł sprawdzić funkcjonowanie aparatu w konkretnym środowisku akustycznym (w domu, w pracy, w czasie oglądania telewizji czy rozmów w większej grupie). Podczas testowania pacjent powinien zapisywać swoje uwagi dotyczące słyszenia z zastosowaniem aparatów słuchowych. Te wskazówki ułatwią nam korektę ustawień i uzyskanie optymalnego dla pacjenta rezultatu.

1.5. Wizyta końcowa – odbiór aparatu

Po wybraniu modelu aparatu dokonujemy ostatecznego programowania elektroniki. Włączamy odpowiednie funkcje, takie jak potencjometr, programy akustyczne, tłumiki hałasu etc. Powyższe opcje możemy uaktywniać sukcesywnie w zależności od potrzeb i sytuacji.

Szczegółowo omawiamy zasady obsługi, wymiany baterii oraz pielęgnacji zarówno aparatu słuchowego, jak i wkładki usznej, w razie potrzeby zapisujemy pacjentowi wybrane wskazania. W przypadku osób starszych dobrym rozwiązaniem jest obecność osoby towarzyszącej, która na początkowym etapie będzie mogła pomóc użytkownikowi. Pacjent otrzymuje sto-

sowne dokumenty, to znaczy gwarancje, instrukcje użytkowania, przewodnik o pielęgnacji. Przekazujemy pacjentowi numer telefonu do protetyka, aby w razie potrzeby i wątpliwości mógł szybko się z nim skonsultować.

1.6. Wizyty kontrolne – opieka nad pacjentem

Po odbiorze aparatu pacjent powinien wiedzieć, że jest objęty opieką w punkcie protetycznym. Opieka powinna obejmować następujące elementy:

1. Okresowe przeglądy aparatów słuchowych (w przypadku aparatów zausznych minimum co pół roku, w przypadku aparatów wewnątrzusznych co trzy miesiące).
2. Kontrolne badania słuchu (co pół roku).
3. Możliwości zmian ustawień aparatów w zależności od potrzeb.
4. Dodatkowy instruktarz z zakresu obsługi i pielęgnacji.

Protetyk słuchu powinien być w stałym kontakcie z pacjentem, zarówno w punkcie protetycznym, jak i telefonicznie. Pacjent powinien czuć się bezpiecznie i wiedzieć, że może liczyć na naszą fachową pomoc.

Powyższy zarys postępowania z pacjentem niedosłyszącym w punkcie protetyki słuchu jest próbą pokazania, że nie tylko czynniki merytoryczne wpływają na sukces w protezowaniu słuchu. Odpowiednie i rzetelne przekazanie informacji oraz nawiązanie bliższego kontaktu z pacjentem mogą być czynnikami determinującymi wybór pacjenta, jego zadowolenie, a nawet zysk z aparatu słuchowego.

2. DZIECKO W PUNKCIE PROTETYCZNYM – PROCEDURA WYMAGAJĄCA SZCZEGÓLNEJ UWAGI

Wszystkie powyższe aspekty związane z obsługą w punkcie protetycznym dotyczą osób dorosłych, kiedy mamy do czynienia z interakcją pomiędzy protetykiem a pacjentem oraz subiektywnym charakterem badań słuchu.

Całkowicie inaczej sytuacja przedstawia się w przypadku protezowaniu niemowląt i dzieci w wieku do 4 lat. Protezowanie w tej grupie to proces bardzo odpowiedzialny. Popełnienie błędów w jego toku może spowodować trwałe dysfunkcje, zarówno narządu słuchu, jaki i mowy, co z kolei może wpłynąć na rozwój psychofizyczny dziecka.

Protezowanie dzieci w Polsce nie jest uregulowane prawnie. Sytuacja ta sprawia, że najbardziej odpowiedzialnym obszarem z zakresu protetyki

słuchu może zajmować się właściwie każda osoba, nielegitymująca się uprawniającym dokumentem. We wrześniu 2011 r., pod kierunkiem prof. Henryka Skarżyńskiego (Skarżyński i in., 2011), powstało opracowanie *Wytyczne w zakresie doboru aparatów słuchowych u dzieci w wieku 0-4 roku życia*. Zawiera ono pełny algorytm postępowania z dzieckiem niedosłyszącym, począwszy od diagnostyki audiologicznej aż do proponowanych wymagań i kwalifikacji personelu. Dokument ten powinien być podstawowym narzędziem instruktażowym przy diagnostyce i protezowaniu dzieci, a proponowane wytyczne powinny funkcjonować i być usankcjonowane przez ustawodawstwo.

Pomijając chronologię procedury dopasowania, poniższe rozważania skupiają się na kilku aspektach, w których protetyk powinien wykazać szczególną uwagę.

Rodzice trafiający do punktu protetycznego z dzieckiem najczęściej są już po pełnej diagnostyce laryngologicznej i audiologicznej. Wiedzą, że ich dziecko ma niedosłuch, poinformowani są o stopniu i konieczności protezowania lub w dalszym okresie implantacji. Na początku wizyty rolą protetyka słuchu jest wysłuchanie rodziców i zebranie szczegółowego wywiadu, który będzie zawierał informacje dotyczące przebiegu ciąży i porodu, stanu dziecka po porodzie i obecnie oraz innych współwystępujących wad.

Musimy pamiętać, że rozmawiamy z osobami, które właśnie dowiedziały się, że ich dziecko ma niedosłuch i prawdopodobnie jest to wada nieodwracalna. Protetyk powinien raz jeszcze spokojnie omówić wyniki badań, prawdopodobne przyczyny niedosłuchu, tok postępowania. Odpowiednio szybko podjęte działania będą przynosić pozytywne rezultaty w przyszłości.

Podejmując się protezowania dziecka w wieku od 0 do 4 lat, mamy do dyspozycji tylko pakiet badań obiektywnych słuchu. Na te badania składają się zazwyczaj: tympanometria, otoemisja oraz badanie wywołanych potencjałów słuchowych (ABR, BERA). Z tej grupy badań do wyznaczenia progu słyszenie służy nam jedynie BERA. Bardzo często otrzymujemy tylko wyniki progu słyszenia z zakresu 2–4 kHz, czyli odpowiedź na stymulację, gdzie bodźcem jest trzask. Wartości stymulacji tonem, czyli z zakresu 0,5 kHz i 1 kHz zwykle obciążone są powstawaniem w tym zakresie artefaktów, co nie może stanowić podstawy do programowania (Kochanek, 2000). W wielu ośrodkach audiologicznych badania w zakresie niskich częstotliwości nie są wykonywane.

Analizując wyniki badań ABR, powinniśmy zwrócić uwagę na następujące aspekty:

1. Czy badanie progowe zostało przeprowadzone procedurą szeregu natężeniowego?

2. Czy zapisy odpowiedzi charakteryzują się dobrą jakością i morfologią zapisu?

3. Czy otrzymano dwu- lub trzykrotne odpowiedzi dla tej samej intensywności? Szczególnie jest to ważne w wyznaczaniu fali *V* w odpowiedziach okołoprogowych.

4. Czy brak obecności fali *V* stwierdzono dla dwóch kolejnych intensywności bodźca?

5. Jeżeli różnica pomiędzy progami fali *V* otrzymanymi w krótkim czasie z dwóch różnych ośrodków jest większa niż 10 dB, należy zalecić badanie w trzecim niezależnym ośrodku.

6. W badaniu progowym istotnym aspektem jest również ocena latencji i wartości interwałów czasowych fali *V*.

Przystępując do wyznaczania progu słyszenia na podstawie badania ABR, musimy być pewni, że spełnia ono powyższe wymagania i nie budzi żadnych wątpliwości. Protezując dziecko, powinniśmy mieć do dyspozycji trzy wyniki badań, wykonane w różnym czasie, gdzie rozrzut wartości progu fali *V* nie przekracza 10 dB. Jeżeli protetyk słuchu wykazuje jakiekolwiek wątpliwości co do wyników badań, wskazany jest kontakt z lekarzem audiologiem prowadzącym dziecko.

Kolejnym istotnym problemem jest pobranie form z kanału słuchowego dziecka na wkładki miękkie. Etap ten powinien być przeprowadzany przez osobę szczególnie doświadczoną, a prawidłowy stopień założenia tamponu w kanale słuchowym powinien być oceniony przez dwóch protetyków. Należy poinformować rodziców, że wykonywanie nowych wkładek usznych będzie konieczne wraz z powiększaniem się kanału słuchowego dziecka.

W myśl zasady, że protezowanie słuchu to „tylko klucz do sukcesu", informujemy rodziców o konieczności rehabilitacji słuchowej, stałej opieki surdologopedycznej, psychologicznej, pedagogicznej.

Konieczne jest również przekazanie rodzicom informacji na temat dofinansowania aparatów słuchowych. Mowa o takich instytucjach, jak: NFZ, PCPR, MOPS i inne fundacje charytatywne.

Rodzice powinni też wiedzieć o możliwości zastosowania na dalszym etapie rozwoju dziecka systemów komunikacji bezprzewodowej FM i korzyściach z tego płynących.

Przy odbiorze instruujemy rodziców w zakresie obsługi i pielęgnacji aparatów oraz wkładek usznych. Przekazujemy stetoklip, który umożliwi odsłuchiwanie przez rodzica aparatów, a tym samym sprawdzenie prawi-

dłowości ich działania. Zalecamy obserwację dziecka pod kątem reakcji na różne dźwięki. Bardzo pomocne w tym wypadku mogą być kwestionariusze CHILD i ELF (patrz *Ocena skuteczności dopasowania pomocy słuchowej*).

Z rodzicami dziecka powinniśmy być w stałym kontakcie. Powinni oni być zobowiązani do wykonywania kontrolnych badań ABR, będących podstawą do ewentualnych zmian parametrów w aparatach słuchowych.

Z przytoczonych tylko kilku aspektów protezowania dzieci wynika wysoki stopień złożoności problemu. Procedura ta wymaga współpracy zespołu kilku specjalistów, co powoduje, że powinna być wykonywana tylko w wybranych wyspecjalizowanych ośrodkach.

Bibliografia

Kochanek K., 2000, *Ocena progu słyszenia za pomocą słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu w zakresie częstotliwości 500–4000 Hz*, Wydawnictwa Akademii Medycznej w Warszawie, Warszawa [pr. hab.].

Skarżyński H., Hojan E., Wiskirska-Woźnica B., Szkiełkowska A., Obrębowski A., Rogowski M., Niedzielska G., Świdziński P., Olszewski Ł., 2011, *Wytyczne w zakresie doboru aparatów słuchowych u dzieci w wieku 0–4 roku życia*, <http://konsultant-krajowy.pl> [dostęp: 18.07.2014].

ROMAN GOŁĘBIEWSKI, EDWARD HOJAN

SERWISOWANIE I DIAGNOSTYKA APARATÓW SŁUCHOWYCH W PUNKCIE PROTETYCZNYM

Aparaty słuchowe są wyrobami medycznymi i podlegają regulacjom prawnym dotyczącym wyrobów medycznych, w szczególności dyrektywie 93/42/EEC i odpowiadającej jej polskiej Ustawie z dnia 20 maja 2010 r. o wyrobach medycznych. Oznacza to, że aparaty słuchowe podlegają regulacjom prawnym oraz wymogom ograniczającym możliwość ich swobodnej naprawy przez osoby, które nie mają wymaganych uprawnień i autoryzacji. Działalność taka przenosi odpowiedzialność za wyrób medyczny z producenta na osobę podejmującą czynności serwisowe. Protetyk słuchu z założenia powinien współpracować z producentem udzielającym nie tylko gwarancji, ale deklarującym serwis pogwarancyjny.

Budowa dzisiejszego aparatu słuchowego bardzo różni się od budowy aparatu sprzed kilku czy kilkunastu lat, kiedy ze względu na jej prostotę możliwa była naprawa pojedynczych elementów. Obecnie stosowana modułowa technologia aparatów słuchowych praktycznie to uniemożliwia. Aparat jest zintegrowanym zbiorem komponentów, których naprawa polega na wymianie całego modułu. W skrajnych przypadkach, gdy wymiana określonego elementu jest skomplikowana i/lub czasochłonna, bardziej opłaca się wymiana całego urządzenia. Podobny trend obserwuje się w wielu dziedzinach elektroniki użytkowej.

Oczywiście nie oznacza to, że protetyk słuchu pracujący w gabinecie nie może podjąć czynności związanych z diagnostyką czy prostą naprawą. Do czynności, które mogą być wykonywane przez protetyka słuchu, należą: wymiana filtra słuchawki lub mikrofonu, czyszczenie aparatu i wkładki, sprawdzenie funkcjonalności aparatu itp.

W procesie dopasowania dopuszcza się również możliwość wykonywania przez protetyka drobnych modyfikacji wkładki usznej. Wkładka uszna nie jest wykonywana przez protetyka słuchu w gabinecie, ale przez inną osobę/firmę na zamówienie. Pomimo wysokich kwalifikacji takich podmiotów niestety czasami, z uwagi na specyficzne kształty przewodu słuchowego zewnętrznego, bardzo trudno wykonać idealnie dopasowaną wkładkę. Dopiero podczas przymiarki możliwa jest ocena poprawności wykonania tego elementu i zdarza się, że konieczne są pewne modyfikacje polegające na podszlifowaniu, rozwierceniu, ewentualnie blokowaniu wentylacji, lakierowaniu, polerowaniu itp.

Możliwości protetyka słuchu można podzielić na dwie kategorie działań:

1) podstawowa diagnostyka aparatu słuchowego w razie zgłoszenia usterki przez pacjenta lub podczas przeglądów okresowych,

2) działania na etapie dopasowania aparatu słuchowego; są to przede wszystkim modyfikacje, korekty wkładki usznej i/lub obudowy aparatu wewnątrzusznego uwarunkowane anatomią przewodu słuchowego zewnętrznego.

1. PROBLEMY ZWIĄZANE Z DOPASOWANIEM WKŁADKI USZNEJ (OBUDOWY APARATU WEWNĄTRZUSZNEGO)

Do bardzo częstych problemów występujących w procesie dopasowania aparatu słuchowego należą kwestie związane z dopasowaniem kształtu aparatu słuchowego wewnątrzusznego lub wkładki usznej (w przypadku aparatu zausznego) do małżowiny pacjenta. Aktualnie w większości przypadków protetyk słuchu nie wykonuje wkładki usznej lub obudowy aparatu słuchowego wewnątrzusznego w swoim gabinecie. Zadaniem protetyka jest wykonanie wycisku ucha, a następnie przesłanie go do firmy, która przygotuje wkładkę uszną lub aparat wewnątrzuszny Mogą do tego być wykorzystane zaawansowane technologie (m.in. skanowanie wycisku itd.; patrz *Wkładka uszna – elementy otoplastyki*).

Niestety, po wykonaniu wkładki/obudowy może okazać się (podczas przymiarki na uchu pacjenta), że wymagane są pewne modyfikacje, korekty tych elementów, a ich sygnałem jest:

- fizyczny dyskomfort (uwieranie, podrażnienia, alergie),
- efekt okluzji, efekt echa,
- sprzężenie zwrotne,
- wypadanie aparatu/wkładki usznej z ucha.

Fizyczny dyskomfort (uwieranie, podrażnienia, alergie)

Podczas umieszczania aparatu czy wkładki w uchu dość często zdarzają się problemy związane z odczuwanym dyskomfortem. Kształt wkładki lub aparatu może nie pasować do ucha, gdy ucho jest „wiotkie" i forma uszna je rozepcha przy pobieraniu wycisku. Niektóre kanały ucha zewnętrznego mogą mieć nieregularny kształt w postaci tak zwanego dzwona (*Canal Bell*), który wymaga od osób modelujących zmiany kształtu produktu – w przeciwnym przypadku nie byłoby możliwe włożenie go do ucha. Osoby, które nigdy nie nosiły aparatów słuchowych, potrzebują też pewnego czasu na adaptację ciała obcego w uchu. Często po jakimś czasie w miejscu, gdzie znajduje się aparat słuchowy czy wkładka, przewód słuchowy minimalnie zmieni swój kształt (podobnie jak noszone okulary odcisną się na nosie). Jeśli po założeniu wkładki bądź aparatu pacjent odczuje natychmiastowy ucisk czy ból, to ich kształt powinien być zmodyfikowany w takim stopniu, aby objaw ten ustąpił. Pozostawienie niedopasowanego kształtu obudowy aparatu wewnątrzusznego/wkładki może spowodować podrażnienie i stan zapalny, a czasem nawet poważniejsze infekcje ucha.

Ciało obce, jakim jest aparat słuchowy czy wkładka uszna, może być także przyczyną podrażnienie skórnego lub alergii. Technologia ich wytwarzania zmieniła się co prawda z bardzo reaktywnych monomerów na przyjazne technologie światłoutwardzalne – jednak są przypadki podrażnienia i alergicznej reakcji na ciało obce w uchu. W przypadku aparatów lub wkładek matowych pomóc może lakierowanie, a w innych przypadkach zmiana materiału na alternatywny – na przykład silikon czy starszą technologię akrylową. Jeśli zmiana materiału nie jest możliwa, wówczas można zastosować techniki galwanizacyjne z powłokami ze srebra lub złota.

Efekt okluzji, efekt echa

Efekt okluzji związany jest z zamknięciem przewodu słuchowego zewnętrznego wkładką uszną lub aparatem wewnątrzusznym (patrz *Wkładka uszna – elementy otoplastyki*). Skutkuje to nienaturalnym brzmieniem własnego głosu. Pozostałe problemy związane z efektem okluzji to:

- swędzenie i podrażnienie skóry,
- bardzo głośne połykanie, przeżuwanie.

Obiektywnie efekt okluzji wiąże się ze wzrostem poziomu ciśnienia akustycznego dla zakresu niskich częstotliwości (dla pasm do ok. 500 Hz). Wzrost ten może wynieść nawet do 20 dB, a jego źródłem są drgania ścianek przewodu słuchowego zewnętrznego, które powodują zwiększenie ciśnienia

akustycznego wewnątrz przewodu słuchowego. Na skutek zamknięcia tego przewodu (wkładka, aparat wewnątrzuszny) nie ma możliwości „wyrównania" ciśnienia powietrza. Źródłami efektu okluzji mogą być: własny głos (nienaturalna percepcja), jedzenie i przeżuwanie, ziewanie, żucie gumy, bieganie po twardych nawierzchniach. Wielkość efektu okluzji jest różna dla różnych osób i jest uzależniona między innymi od kształtu i wielkości głowy oraz od rodzaju schorzenia. Interesujący jest fakt występowania efektu okluzji także w przypadku niewłaściwego nakierowania części kanałowej we wkładce lub aparacie wewnątrzusznym.

W celu eliminacji efektu okluzji należy wykonać odpowiednio dużą wentylację we wkładce usznej lub obudowie aparatu wewnątrzusznego. Średnica tego otworu jest zdeterminowana możliwością wystąpienia sprzężenia zwrotnego – zbyt duży otwór wentylacyjny może oznaczać powstanie sygnału sprzężenia zwrotnego szczególnie wtedy, gdy aparat nie ma układów zapobiegających temu efektowi. W przypadku braku takich układów istnieje pewne dopuszczalne, maksymalne wzmocnienie aparatu słuchowego, powyżej którego sprzężenie powstanie (patrz *Współczesne rozwiązania technologiczne w aparatach słuchowych*). Czasem prawidłowe nakierowanie końcówki części kanałowej wkładki lub aparatu słuchowego powoduje lepsze pochłanianie dźwięku przez podatną błonę bębenkową i efekty te ustępują.

Sprzężenie zwrotne

Źródłami sprzężenia zwrotnego mogą być:
- sprzężenie wewnętrzne w aparacie słuchowym,
- nieszczelności we wkładce usznej,
- zbyt duży otwór wentylacyjny,
- za duże wzmocnienie aparatu słuchowego,
- odbijanie się dźwięku w części małżowinowej (np. dla „odstających uszu"),
- nieszczelny dźwiękowód, pęknięte kolanko we wkładce,
- luźny, nieszczelny rożek,
- dla silnych aparatów zausznych zbyt cienki dźwiękowód wkładki.

W pierwszej kolejności zawsze należy sprawdzić, czy aparat słuchowy ma sprzężenie wewnętrzne. Można tego dokonać poprzez osłuchanie aparatu przy zatkanym palcem dźwiękowodzie – uważając, by aparat nie był osłonięty podczas odsłuchiwania (np. trzymając aparat bokiem do ucha). Dla wkładek usznych należy sprawdzić szczelność dźwiękowodu, szczególnie w miejscu łączenia wężyka z wkładką, gdyż tam najczęściej dochodzi do

pęknięć wężyka. Następnie trzeba sprawdzić, czy pomiędzy ściankami przewodu słuchowego zewnętrznego a aparatem wewnątrzusznym lub wkładką uszną występują jakieś nieszczelności. Dobrze jest się upewnić, czy aparat lub wkładka znajdują się we właściwym miejscu w uchu, gdyż często niedopasowanie kształtu skutkuje innym umiejscowieniem produktu i powstaniem sprzężenia. Niewłaściwy kształt lub nieszczelności mogą oznaczać konieczność wykonania ponownie nowej obudowy lub wkładki usznej. Kolejnym ważnym krokiem jest sprawdzenie sprzężenia na uchu przy zatkanej wentylacji. Należy urwać mały kawałek gąbki i wcisnąć go do otworu wentylacyjnego. Jeśli objaw ustąpi, może to oznaczać, że wentylacja jest za duża albo kształt ucha powoduje odbijanie się dźwięku w części małżowinowej. Rozwiązaniem może być zmiana ułożenia wentylacji lub przesunięcie mikrofonu w aparacie wewnątrzusznym.

Układy antysprzężeniowe są ostatnim narzędziem w walce ze sprzężeniem. Jeśli zawiodą zmiany kształtu czy polepszenie dopasowania aparatu/wkładki w uchu, wówczas można zastosować redukcję wzmocnienia dzięki badaniu wzmocnienia krytycznego, redukcji pasmowej wzmocnienia lub stosując lepsze układy antysprzężeniowe o większym stopniu tłumienia. Pomimo że stosowane aktualnie układy redukcji sprzężenia zwrotnego są bardzo efektywne, należy pamiętać, że przy określonej wartości wzmocnienia, na przykład dla dużych i głębokich niedosłuchów, mogą okazać się niewystarczająco skuteczne.

Problem nieszczelności we wkładce jest mniej istotny przy niedosłuchach małych i średnich.

Wypadanie aparatu lub wkładki z ucha

Dość często występuje problem polegający na wysuwaniu się wkładki lub aparatu z ucha. U niektórych osób ruchy małżowinowe i zmiana gabarytów kanału usznego jest dość duża (np. podczas jedzenia aparat wysuwa się z ucha). Powodem jego wysuwania się jest opieranie się końcówki kanału usznego o część kostną przewodu słuchowego – małżowina ulega przesunięciom wraz z ruchem szczęki. Jest kilka możliwości rozwiązania tego problemu. Jeśli aparat czy wkładka jest krótka, to można ją wydłużyć, by lepiej była zakotwiczona w części kostnej. Jeśli aparat lub wkładka jest długa, to przeciwnie – czasem ich skrócenie może znacząco pomóc, gdyż znajdują się wówczas w części chrzęstnej i będą się ruszać razem z nią. W aparacie lub wkładce można zastosować matową obudowę lub zmatowić lakier. Sporadycznie stosuje się też „gumowanie" – należy jednak pamiętać, że warstwa gumy charakteryzuje się nieco większą alergicznością oraz tym, że po jakimś

czasie może ulec wytarciu. Dość istotnym czynnikiem wysuwania się aparatów czy wkładek z ucha są rosnące włosy w przewodzie słuchowym. Można zalecić ich usunięcie lub zastosowanie nieco dłuższej obudowy aparatu słuchowego tak, aby końcówka kanału znalazła się za miejscem intensywnego rozrostu włosów.

2. PROBLEMY ZWIĄZANE Z PROGRAMOWANIEM APARATU, DZIAŁANIEM BATERII

Przyczyną braku możliwości zaprogramowania aparatu słuchowego może być problem z łącznością pomiędzy procesorem aparatu słuchowego a komputerem, wynikający z kilku powodów:

– nieaktualnej bazy danych, niezawierającej danego modelu aparatu słuchowego,
– uszkodzonego kabla do programowania,
– uszkodzonego konektora do programowania,
– błędu programowego lub zawieszenie się urządzeń programujących (HI PRO, NOAH Link itp.),
– uszkodzenia gniazda w urządzeniu do programowania,
– uszkodzenia gniazda w aparacie słuchowym,
– uszkodzenia połączenia pomiędzy gniazdem programowania i procesorem w aparacie słuchowym,
– uszkodzenia aparatu słuchowego.

Postępowanie podczas diagnozy problemu i braku możliwości programowania jest typowym procesem eliminacji. Należy przede wszystkim sprawdzić, czy urządzenie programujące komunikuje się z komputerem. Jeśli diody sygnalizacyjne działają, oznacza to, że komputer wysyła dane do programatora. Następnie należy sprawdzić, czy inny aparat słuchowy daje się odczytać i programować. Jeśli tak, to wyeliminowaliśmy problem z urządzeniem programującym, a przyczyny braku komunikacji prawdopodobnie należy szukać w uszkodzonym aparacie lub w nieodpowiedniej bazie danych. Jeśli wykrywany model jest w bazie danych (np. w liście symulacyjnej), to jego przyczyny trzeba szukać w aparacie słuchowym. Należy się upewnić, czy użyto właściwych kabli i konektorów (czasem są podobne i nawet zdarza się, że dostarczają zasilanie do aparatu słuchowego, jednak nie przesyłają danych ze względu na inny sposób łączenia aparatu). Aparat słuchowy w takiej sytuacji może działać, jednak nie można go programować. Podobny symptom wystąpi, gdy urwane będzie połączenie gniazda programowania i procesora w środku aparatu słuchowego lub styki gniazda programowania w aparacie będą zabrudzone/uszkodzone.

Baterie w aparacie słuchowym działają za krótko

Aparaty słuchowe, w których nastąpiło zwarcie na skutek zamoczenia, zawilgocenia, korozji lub przetarcia wewnętrznych połączeń kablowych, mogą pobierać więcej energii niż powinny. Bateria w takich aparatach bardzo szybko się rozładuje. Należy sprawdzić te baterie – ich wytrzymałość w innych aparatach. Jeśli baterie są sprawne, wówczas trzeba się upewnić, czy aparat jest dobrze osuszony i czy wilgoć nie zebrała się w środku obudowy. Dobrze jest zajrzeć do komory baterii, czy jej styki nie są zaśniedziałe lub zabrudzone. Sporadycznie uszkodzona słuchawka może powodować zwiększony pobór prądu.

Krótka żywotność baterii aparatu słuchowego może być związana też z defektem samej baterii (wada na etapie produkcji). Najczęstszą jednak jej przyczyną jest wielkość poboru prądu przez aparat słuchowy. Różne typy i rodzaje aparatów słuchowych mają różne zapotrzebowanie na prąd. Z tego powodu przy wyborze aparatu słuchowego należy pamiętać, że duży ubytek słuchu oznacza potrzebę dużego wzmocnienia, czyli duże zużycie prądu. W takich przypadkach trzeba rozważyć wybór aparatu słuchowego z większą baterią. Warto również sprawdzić, na ile godzin pracy aparatu wystarczy dana bateria. Do wyznaczenia liczby godzin pracy baterii potrzebne są następujące informacje:

1) pojemność baterii,

2) pobór prądu przez aparat słuchowy w warunkach testowych (dane techniczne).

Liczbę godzin pracy baterii dla aparatu w warunkach testowych (stan „pomiarowy") określa się, korzystając z poniższej zależności:

$$N = \mathrm{BC}/\mathrm{BD}\ [\mathrm{dB}] \tag{1}$$

gdzie:

N – liczba godzin pracy baterii dla aparatu w warunkach testowych,

BC (*Battery Capacity*) – pojemność baterii,

BD (*Battery Drain*) – pobór prądu.

W tabeli 1 przedstawiono typowe pojemności różnych typów baterii.

Tabela 1. Pojemności wybranych typów baterii do aparatów słuchowych

Typ baterii	Pojemność [mAh]
675	ok. 600
13	ok. 300
312	ok. 150–170
10	ok. 90–100

W celu określenia poboru prądu przez aparat słuchowy należy wykonać pomiar tego parametru z wykorzystaniem analizatora aparatów słuchowych lub prostego miernika poboru prądu. Informacja taka powinna być również podana przez producenta na karcie technicznej aparatu słuchowego.

Załóżmy, że pobór prądu w warunkach testowych, według danych technicznych, wynosi 0,8 mA. W takim przypadku dla baterii typ 312 otrzymujemy:

$$N = 150\ \text{mAh}/0{,}8\ \text{mA} = 187{,}5\ \text{godz.}\ (15\ \text{dni}) \quad (2)$$

Powyższa kalkulacja ma jednak jedną poważną wadę. Dane te dotyczą aparatu znajdującego się w warunkach testowych i obrazują pobór głównie procesora dźwięku. Jednak w rzeczywistych warunkach akustycznych, na przykład w hałaśliwym otoczeniu, w warunkach sprzężenia zwrotnego znaczna część prądu zużywana jest przez słuchawkę (cyfrowe aparaty mają słuchawki impulsowe w klasie D) i rzeczywisty pobór prądu sięga momentami 4 mA! Stąd, przyjmując wartość uśrednioną (np. 2 mA) oraz zakładając, iż aparat będzie wykorzystywany przez 12 godz. dziennie, otrzymujemy, że bateria pozwoli na korzystanie z aparatu słuchowego przez około 6 dni.

Czynnikiem sprawiającym, że pobór prądu gwałtownie wzrasta, jest piszczenie aparatu (sprzężenie zwrotne). W trakcie wystąpienia sprzężenia zwrotnego pobór prądu wzrasta kilkakrotnie, a to oznacza, że okres użytkowania baterii spada kilkakrotnie.

3. DIAGNOSTYKA APARATÓW SŁUCHOWYCH POPRZEZ ODSŁUCH

Z doświadczenia wynika, że do podstawowej diagnostyki często nie jest potrzebny kosztowny sprzęt diagnostyczny (analizator aparatów słuchowych), a wystarczy wprawne oko i ucho oraz umiejętność subiektywnej oceny pracy aparatu słuchowego za pomocą stetoklipu.

Podstawowe, zgłaszane przez pacjentów problemy związane z aparatami słuchowymi to:

1. Sprzężenie zwrotne – aparat piszczy. Należy sprawdzić, czy nie występuje sprzężenie wewnętrzne w aparacie słuchowym. W przypadku wkładki usznej trzeba sprawdzić szczelność dźwiękowodu, a w przypadku aparatów wewnątrzusznych stan filtra woskowinowego oraz, po jego zdjęciu, zamocowanie dźwiękowodu słuchawki w części kanałowej. Należy też sprawdzić

wloty mikrofonu, czy nie są zabrudzone od woskowiny oraz czy gumki uszczelniające nie są uszkodzone lub luźne. Źródłem sprzężenia może być nagromadzona woskowina w przewodzie słuchowym zewnętrznym pacjenta lub źle umiejscowiony aparat słuchowy/wkładka. Po otoskopowaniu ucha trzeba sprawdzić umiejscowienie aparatu/wkładki, które może się zmienić, jeśli osoba nosząca aparat zmieniła wyraźnie na przykład swoją wagę. Dobrze jest się upewnić, czy powodem sprzężenia nie jest wysuwanie się aparatu lub wkładki z ucha. Następnie należy zweryfikować ustawienia aparatu słuchowego, ze szczególnym naciskiem na parametry układu antysprzężeniowego.

2. Aparat słuchowy nie działa – brak dźwięku. Należy sprawdzić baterię – w tym również czy bateria jest poprawnie włożona do komory baterii (w starszych aparatach istnieje niestety taka możliwość). Jeśli bateria jest dobra, trzeba sprawdzić otwór wyjściowy aparatu słuchowego, czy dźwiękowód słuchawki aparatu nie jest zablokowany przez woskowinę. Prawdopodobną przyczyną może być również zablokowany filtr woskowinowy lub zatkany otwór mikrofonu. W pierwszym przypadku należy wymienić filtr woskowinowy, w drugim przypadku sytuacja wygląda nieco gorzej. Powszechnie stosowane są różne osłony, filtry, uszczelki, wloty mikrofonowe, których nieumiejętne czyszczenie może doprowadzić do wniknięcia zabrudzeń do środka mikrofonu. Wówczas niekiedy konieczne jest odesłanie aparatu do producenta w celu uniknięcia dalszych uszkodzeń. Aparat z przytkanym mikrofonem będzie działał w trybie cewki telefonicznej; będą słyszalne dźwięki sygnalizacyjne, ale aparat nie będzie wzmacniał dźwięku.

Trzeba również sprawdzić drożność wkładki usznej oraz rożka (w przypadku zausznego aparatu słuchowego). Dość często w dźwiękowodzie lub rożku zbiera się wilgoć, która skraplając się, blokuje wężyk lub filtry znajdujące się w rożku. Wkładka powinna być czyszczona za pomocą tabletek musujących, w ciepłej wodzie z mydłem lub dedykowanych środków czystości, a następnie opłukiwana ciepłą wodą. Wkładka przed ponownym założeniem powinna być przedmuchana przy użyciu specjalnej gruszki lub osuszona (pozostawienie w pobliżu jakiegoś źródła ciepła, np. kaloryfera).

Po wykonaniu powyższych czynności należy włączyć aparat słuchowy, ustawić potencjometr głośności na maksimum, zamknąć aparat w dłoni – aparat powinien zacząć piszczeć. Najnowsze aparaty słuchowe mają na tyle sprawne układy antysprzężeniowe, że konieczne jest osłuchanie ich stetoklipem, gdyż może nie udać się spowodowanie piszczenia aparatu w zamkniętej dłoni. Znaczna większość aparatów jest obecnie dostrajana kompute-

rowo. Jeżeli aparat daje się „odczytać", a nie wydaje dźwięku, to może to oznaczać uszkodzenie słuchawki. Jeśli aparat nie wydaje dźwięku oraz nie odczytuje się w programie komputerowym, może to wskazywać na poważniejsze uszkodzenie elektroniki aparatu słuchowego.

3. Aparat słuchowy zniekształca dźwięk. Przyczynami zniekształcania dźwięku przez aparat mogą być:

– korozja na stykach baterii,
– zatkana przez woskowinę wkładka uszna,
– zatkany filtr woskowinowy,
– zabrudzenie lub uszkodzenie słuchawki/mikrofonu,
– wilgoć w rożku lub dźwiękowodzie,
– zniekształcenia dźwięku spowodowane zastosowaniem regulatora PC (starsze aparaty).

Osłuchując aparat słuchowy z wykorzystaniem stetoklipu, nieraz można usłyszeć wyraźne zniekształcenia dźwięku. Współczynnik zniekształceń nieliniowych w starszych analogowych aparatach słuchowych dochodził aż do 30%; obecnie zwykle nie przekracza 3%. Potencjalną przyczyną zniekształceń mogą być między innymi brudne lub skorodowane styki baterii czy sama bateria. W takich przypadkach należy: kilka razy otworzyć i zamknąć komorę baterii, wyczyścić powierzchnię baterii (za pomocą suchej ściereczki) lub wymienić baterię.

Często przyczyną zniekształceń jest uszkodzenie słuchawki, a czasem mikrofonu. Dzieje się tak na skutek przeniknięcia woskowiny lub parującego potu z woskowiną do środka słuchawki. Zabrudzenie mechanicznie uszkadza membranę słuchawki, często prowadząc do kontaktu mechanicznego oraz wypychając ją ze swojego położenia, co powoduje ocieranie trzpienia magnesu o uzwojenie. Wymiana filtrów woskowinowych i regularne osuszanie aparatu słuchowego mogą zapobiec tego rodzaju uszkodzeniom. W podobny sposób uszkodzeniom ulegają membrany mikrofonu (najczęstszym powodem uszkodzenia jest brud dostający się do wlotu mikrofonu podczas obsługi aparatu). Niekiedy uszkodzenia powodujące zniekształcenia mogą powstać na skutek uderzenia aparatu słuchowego o twardą powierzchnię.

4. Aparat słuchowy działa za cicho lub szumi. Potencjalne przyczyny zbyt cichej pracy aparatu słuchowego oraz proponowane rozwiązania tego problemu podano w tabeli 2.

Tabela 2. Aparat działa zbyt cicho – przyczyny i proponowane działania

Przyczyna	Propozycja działania
Potencjometr ustawiony w złej pozycji (w pozycji minimum)	Sprawdzić ustawienie potencjometru głośności. Jeśli znajdował się w złej pozycji, zmienić ją i sprawdzić, czy aparat działa normalnie (zamknąć aparat w dłoni – większość aparatów słuchowych powinna zapiszczeć).
Słaba, zużyta bateria	Sprawdzić baterię testerem baterii. Jeśli jest za słaba – wymienić baterię.
Zatkanie wyjścia aparatu słuchowego	Wyczyścić wyjście słuchawkowe aparatu słuchowego.
Zatkanie wejścia aparatu słuchowego	Wyczyścić otwór mikrofonu lub wymienić filtr.
Zatkanie filtru woskowinowego	Wymienić filtr woskowinowy.
Zatkanie dźwiękowodu woskowiną lub skroploną parą	Przemyć wkładkę letnią wodą i wysuszyć.
Wzmocnienie aparatu jest za małe lub zupełna cisza	Sprawdzić drożność rożka – szczególnie dla rożków z filtrami akustycznymi. Aparat po zdjęciu rożka będzie działał.
Wzmocnienie aparatu jest za małe	Konieczna wizyta w punkcie protetycznym w celu zwiększenia wzmocnienia w aparacie. Problem nie musi wynikać z uszkodzenia aparatu słuchowego, ale może być związany z pogorszeniem się słuchu pacjenta.

Jeśli osłuchiwany aparat sprawia wrażenie sprawnego, wówczas należy ponownie zbadać słuch osoby go noszącej.

Dość specyficznym uszkodzeniem jest słyszany głośny szum w aparacie. Oznacza uszkodzenie mikrofonu przy najczęściej sprawnej słuchawce i wzmacniaczu (procesora).

Ocena funkcjonowania wybranych regulatorów oraz funkcji działania aparatu słuchowego (wielkość wzmocnienia, poziomy SSPL, MPO, charakterystyka przeniesienia (transmisji), stosunek S/N, zakres liniowej pracy, wielkość kompresji na wejściu i wyjściu) prezentowane są między innymi w pracy Hojana (2001). Szczególnie przydatna dla protetyka słuchu wydaje się prezentowana w niej 90-sekundowa kontrola aparatu słuchowego.

Bibliografia

Dillon H., 2012, *Hearing aids*, Boomerang Press, Sydney.

Hojan E., 2001, *Miernictwo aparatów słuchowych*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań.

Vonlanthen A., Arndt H., 2007, *Hearing instrument technology for the hearing health care professional*, Thomson Delmar Learning, New York.

6 PROTETYKA SŁUCHU

EDWARD HOJAN

PROTETYKA SŁUCHU – CO DALEJ?

W Instytucie Akustyki Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu 18.05.2013 r. uroczyście obchodzono 20-lecie Studiów Protetyki Słuchu. W ramach spotkania z absolwentami wygłosiłem wykład pt. *Innowacyjność w protetyce słuchu w latach 2012–2013*.

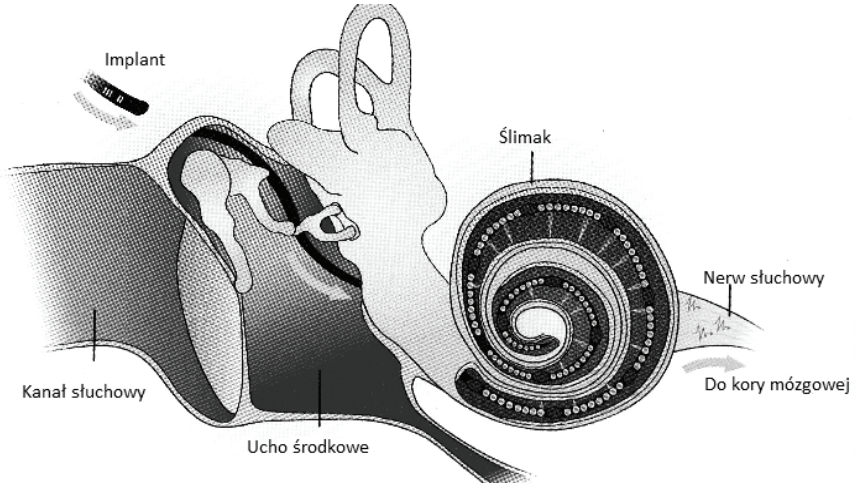
Chciałabym podzielić się z czytelnikami kilkoma refleksjami na temat zagadnień poruszanych w ramach tego wykładu, jak i nowości w naszej branży, które pojawiły się już po jego wygłoszeniu.

1. TECHNOLOGIA PROTEZOWANIA SŁUCHU

W przypadku korzystania z implantów ślimakowych komórki słuchowe ucha wewnętrznego stymulowane są sygnałami elektrycznymi poprzez skończoną liczbę elektrod, na przykład 24 elektrody. Wady elektrycznego stymulowania nerwu to przede wszystkim: brak dużej dokładności pobudzenia, możliwość uszkodzenia nerwu, wyładowania elektryczne towarzyszące pobudzeniu.

Obecnie prowadzone są prace nad optycznym pobudzeniem nerwu. Komórki słuchowe reagują na światło lasera; na skutek pochłaniania światła przez powierzchnię nerwu zostaje podwyższona lokalnie temperatura, powoduje to zwiększenie ciśnienia i powstanie fali akustycznej. Im większa energia lasera, tym silniejsze pobudzenie. Metoda ta nie jest jeszcze do końca poznana, to główna jej wada.

Pobudzenie nerwu poprzez elektrody, ze względu na ich wymiary, w praktyce ogranicza się do kilkudziesięciu punktów na błonie podstawnej. W przypadku stymulacji światłem, poprzez mikrodiody świetlne, możliwe jest ich wykorzystanie w liczbie 100 lub więcej (docelowa wielkość diody ma nie przekraczać 100 µm) – rycina 1.

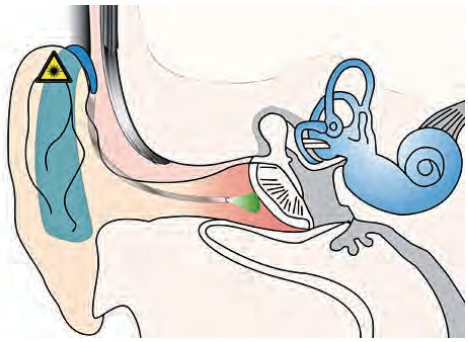


Ryc. 1. Pobudzenie komórek słuchowych sygnałem świetlnym (Hörakustik 2012, 6)

Zalety optycznego pobudzenia nerwu to: nieszkodliwość dla komórek słuchowych, brak bezpośredniego kontaktu źródła światła z komórkami słuchowymi, pobudzenie jest znacznie bardziej dokładne niż w przypadku stymulacji elektrycznej.

2. LASEROWY APARAT SŁUCHOWY

Jeżeli już jesteśmy przy stymulacji światłem komórek słuchowych, to chciałbym przedstawić laserowy aparat słuchowy. Wykorzystuje się pulsujące światło lasera o długości 532 nm oraz czasie trwania impulsu 10 ns. Przy tego rodzaju pobudzeniu zarejestrowano odpowiedzi z pnia mózgu. Im więcej energii przypadało na impuls, tym odpowiedzi te były wyraźniejsze. Zasadę działania takiego aparatu przedstawiono na rycinie 2. Światło z lasera pobudza bezpośrednio błonę bębenkową. Prace nad takim aparatem słuchowym trwają.

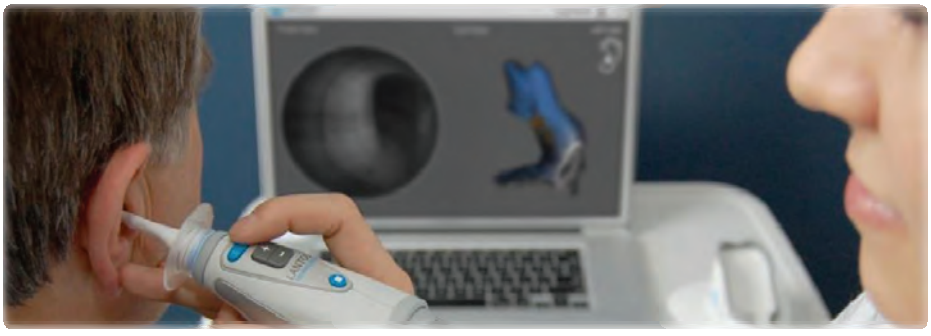


Ryc. 2. Laserowy aparat słuchowy (Hörakustik 2013, 10)

3. OTOPLASTYKA

Od lat prorokowałem rewolucję w otoplastyce, eliminującą pobieranie wycisku, a więc czynność, która dla nas protetyków jest zawsze bardzo stresująca – w końcu jest już tak daleko i wkrótce będziemy skanować zewnętrzny kanał słuchowy.

Od 10 lat używa się techniki cyfrowego skanowania przy produkcji wkładek usznych; techniką sterolitograficzną (sterowanie komputerowe) wytwarza się wkładki. Na zjeździe American Academy of Audiology w Bostonie (maj 2013 r.) zaprezentowano skaner kanału ucha zewnętrznego w wymiarze 3-D, tak zwany 3-D-Earscanner. Kosztuje on obecnie 8 tys. dolarów i opiera się na technice 3-D skanowania zębów (ryc. 3). Znaczna obniżka kosztu takiego urządzenia to według mnie kwestia 2–3 lat.



Ryc. 3. 3-D-Earscanner (Hörakustik 2013, 10)

Metoda jest prosta w użyciu i charakteryzuje się brakiem wszelkich niedoskonałości charakterystycznych dla dotychczasowej technologii pobierania wycisków. Zapewnia bezpieczeństwo i zwiększa komfort pacjenta, gwarantuje oszczędność czasu pracy protetyka.

4. INTERNET

Internet wszedł „pod strzechy" i coraz częściej nasi pacjenci lokalizują nie tylko nasze punkty protetyczne przy użyciu Google, ale znajdują tą drogą także wiele informacji audiologicznych oraz technicznych dotyczących zarówno rodzaju ubytku słuchu, jak i różnych pomocy słuchowych. Czy my protetycy słuchu powinniśmy się bać tego, że Internet będzie dla nas konkurentem również w kwestii doboru oraz dopasowania aparatu słuchowego?

Obecnie, korzystając z Internetu, możliwa jest: edukacja zdrowotna w zakresie narządu słuchu, uzyskanie informacji na temat jego higieny, jak i wiadomości dotyczących ubytków słuchu, ochrony przed hałasem. Możliwe są również badania przesiewowe słuchu on-line, diagnostyka i consulting, trening słuchowy, na przykład za 79 dolarów dostępnych jest 11 sesji treningowych w pięciu programach: mowa w hałasie, mowa przyspieszona; gwarantowana jest poprawa zrozumiałości mowy o 30%. Dostępne są: blogi, fora, grupy wsparcia, sklepy on-line (w których bardzo tanio można kupić aparat słuchowy i inne środki pomocnicze).

Nasza wiedza, głównie oparta na rozmowach z naszymi pacjentami, nakazuje podchodzić do większości tych zagadnień – szczególnie do tych bardzo korzystnych finansowo – z olbrzymią ostrożnością.

Inne zagadnienie to wykorzystanie Internetu do sterowania procesem dopasowania aparatu słuchowego w przyszłości. Bardzo dobre doświadczenia w tej dziedzinie mamy w dopasowaniu procesora mowy w implantach ślimakowych, które możliwe jest poprzez złącze internetowe, ale – co należy bardzo mocno podkreślić – specjalnie „skalibrowane" złącze internetowe obsługiwane przez wyszkolonego specjalistę.

Podobna procedura w przypadku aparatów słuchowych, przy obecnej liczbie i dostępności punktów protetycznych, to jeszcze daleka przyszłość. Na pewno pojawią się (już się pojawiają) aplikacje przydatne dla użytkownika aparatu słuchowego, które będzie można „ściągnąć" na komórkę, na przykład różnego rodzaju szumy pomocne przy rehabilitacji Tinnitusa.

Badacze z Fruenhofer Institutes für Medientechologie (IDMT) opracowali algorytm optymalizujący dla konkretnego użytkownika aparatu telefonicznego głośność i barwę sygnału odbieranego przez telefon.

Deutsche HörZentrum an der Medizinische Hochschule Hannover przygotowało darmową aplikację na Smartfony dla pacjentów z implantem ślimakowym, która umożliwia trening słuchowy obejmujący percepcję spółgłosek i samogłosek <http://play.google.com/store/apps/details?id=de.dhz_hannover.hoertest>.

Naukowcy z Departament of Psychology, University of Essex opracowali aparat słuchowy z zastosowaniem Smartfona. Jego aplikację można za darmo pobrać ze strony <www.bioaid.org.uk> na iPhone, iPad oraz iPod. Działanie tego aparatu, tak zwanego BioAid, oparte jest na procesach biologicznych przypisanych procesowi słyszenia u osób ze słuchem normalnym i patologicznym. Modele komputerowe pozwoliły symulować wiele zjawisk psychoakustycznych, w tym próg słyszalności, maskowanie, jak i wybrane elementy procesów łączących się ze zrozumieniem mowy. Szczególną uwagę zwrócono na chwilową, wolną od opóźnień kompresję związaną z ruchem membrany podstawnej ślimaka i wolne eferentne hamowanie aktywności tej membrany jako odpowiedź na bieżące zmiany poziomu dźwięku. Bardzo ciekawe są wstępne wyniki badań wykorzystujących BioAid w procesie odtworzenia utraconej w wyniku konkretnej patologii słuchu selektywności częstotliwościowej. Opracowany dla BioAid software można w każdej chwili użyć do optymalnego dla danego użytkownika jego dopasowania poprzez Internet, można go na bieżąco modyfikować, wykorzystując bardzo mały fragment mocy obliczeniowej Smartfona. Mając na uwadze koszty zakupu aplikacji typu BioAid, przy możliwości jej zastosowania przez osoby z ubytkami słuchu, w porównaniu do kosztów zakupu normalnego aparatu słuchowego, można spodziewać się rewolucyjnych zmian w naszej branży.

5. KOGNITYWISTYKA

Bardzo istotne są wyniki badań z zakresu kognitywistyki jako nauki multidyscyplinarnej i interdyscyplinarnej, która znajduje się na pograniczu wielu dziedzin, takich jak: psychologia poznawcza, neurobiologia, filozofia umysłu, sztuczna inteligencja, lingwistyka (lingwistyka kognitywna) oraz logika i fizyka. Według Wikipedii *kognitywistyka* to dziedzina nauki zajmująca się obserwacją i analizą działania zmysłów, mózgu i umysłu. Główne obszary badawcze w obrębie tej dziedziny to: reprezentacja wiedzy, język, uczenie się, myślenie, percepcja, świadomość, podejmowanie decyzji oraz inteligencja (tzw. inteligencja kognitywna). Mogą one w przyszłości zrewolucjonizować obecnie stosowane algorytmy doboru i dopasowania aparatów słuchowych. Z doniesień dotyczących na przykład sprzężenia fal dźwiękowych

i fal mózgowych z Max-Planck-Instituts für Kognitions- und Neurowissenschaften, w kontekście ich wpływu na zdolność (sprawność) słyszenia, wynika, że sygnały akustyczne otoczenia wpływają na rytm pracy mózgu, który synchronizuje swoje działanie z tym, co słyszy. Stwierdzono nawet, że mózg przygotowuje się poprzez rytm sygnałów otoczenia na ich optymalną obróbkę. W rezultacie wpływa to na zdolność słyszenia. Rodzaj i wielkość kompresji, na przykład dobór czasów narastania i zaniku czy strategia obróbki sygnału w aparatach słuchowych, powinien nie tylko być dokonywany w zależności od rejestrowanych sygnałów, ale i indywidualnych cech użytkownika aparatu; przy czym należy między innymi uwzględnić fakt, że wielu obecnych seniorów czuje się młodszymi o około 15 lat.

Badania z zakresu kognitywistyki bardzo powoli uwzględniane są w procedurach dopasowania aparatów słuchowych, na przykład poprzez tak zwane profile słuchacza wynikające z różnych jego przyzwyczajeń lub używanej na co dzień mowy (język tonalny czy nietonalny – procedura NAL-NL2). Wiadomo, że niedosłuch idzie w parze z utratą sprawności umysłowej. W przypadku osób niedosłyszących korzystających z pomocy słuchowych proces ten jest wyraźnie wolniejszy, zatem jest o co walczyć.

Jak przebiega proces interakcji pomiędzy słyszeniem i myśleniem, na czym polega tak zwane słuchanie aktywne i umiejętność skupienia się na określonym źródle dźwięku?

Jednakże nadal dominującą informacją o niedosłuchu pacjenta, na podstawie której zostaje dopasowany aparat słuchowy czy implant, jest jego audiogram tonalny. Czekamy na procedury, które bezpośrednio nawiążą do wyników audiometrii słownej. Możliwość słownej komunikacji z otoczeniem jest bowiem bezwzględnie podstawowym wymogiem stawianym wszystkim pomocom słuchowym przez osoby niedosłyszące. To wszystko jeszcze przed nami.

6. ZASILANIE

Pozyskiwanie energii do zasilania aparatów słuchowych lub implantów to jeden z istotnych problemów nie tylko technicznych, ale i eksploatacyjnych. Ciągle poruszamy się między klasyczną baterią i akumulatorem. Od lat prowadzone są badania nad wykorzystaniem potencjału energetycznego ciała ludzkiego do zasilania wszczepionych do niego urządzeń, na przykład wibracji wywołanych biciem serca do zasilania wszczepionego rozrusznika czy bezpośrednio potencjałów endolimfatycznych. Według doniesień zamieszczonych w „Nature Biotechnology" naukowcom z Massachusetts Insti-

tute of Technology udało się zasilać urządzenia elektryczne wszczepione myszom za pomocą baterii biologicznej. Taka bateria biologiczna ucha wewnętrznego w przypadku ludzi, jak i innych ssaków dysponuje potencjałem +70 do +100 miliwoltów. Wykorzystywane w przypadku myszy napięcie było bardzo małe, ale wystarczające do zasilania specjalnie zaprojektowanego chipu o wymaganej mocy rzędu kilku nanowatów (sterowany falą radiowa pracował 5 godz.). Myszy poddane eksperymentowi reagowały na „test akustyczny" w sposób prawidłowy. W przyszłości istnieje zatem szansa na rewolucję w zakresie zasilania tego typu urządzeń. Typowa bateria aparatu słuchowego czy implantu ma napięcie 1,4 V (1400 mV) i takiego zasilania wymagają obecnie tego typu urządzenia.

Czy tak jednak musi być również jutro? Problem z jednej strony sprowadza się do tego, by niskoohmowe elektrody rejestrujące potencjały endolimfatyczne były bardzo mocno zminiaturyzowane, a odpowiednie chipy sterujące aparatem słuchowym lub implantem pobierały mniej prądu. Są to jednak problemy wyłącznie natury technologicznej.

7. GENETYKA

Publikowane ostatnio w „Nature" prace z zakresu neurologii wskazały na możliwość wyhodowania z komórek macierzystych myszy wewnętrznych komórek słuchowych w ich uchu wewnętrznym. Powstawały one stopniowo, podobnie jak przy normalnym rozwoju, wykazując takie same funkcje mechaniczno-czuciowe, jak naturalne komórki słuchowe, tworząc jednocześnie powiązania z neuronami sensorycznymi. Prace te są kontynuacją wcześniejszych prac próbujących odtworzyć zniszczone komórki słuchowe w uchu wewnętrznym. Zakończyły się sukcesem u konkretnej grupy ptaków, ale nie dały pozytywnych rezultatów w przypadku ludzi. Może tym razem się uda? Należy się spodziewać, że prace z tego zakresu będą kontynuowane i być może genetyk zastąpi w przyszłości protetyka słuchu.

8. NIEPEŁNOSPRAWNOŚĆ SŁUCHOWA

Przedstawione (patrz *Kliniczne i orzecznicze aspekty uszkodzenia słuchu przez hałas*) stopnie niepełnosprawności słuchowej (tab. 3, według WHO) określają zasady dofinansowania zakupu aparatów słuchowych ze środków budżetowych. Wszystkie zawarte tam kryteria oceny oparte są na ocenie zrozumiałości mowy w ciszy. Z praktyki wynika, że na tej podstawie nie można

przewidzieć zrozumiałości mowy w obecności zakłócenia akustycznego, nawet korzystając z wielu procedur, które taką próbę podejmują. Przedstawione (patrz *Metody obiektywne badania słuchu*) zmodyfikowane (utrudnione) metody audiometrii mowy powinny stać się dodatkowym obligatoryjnym testem oceny sprawności słuchowej, szczególnie w przypadkach, gdy wyniki audiometrii tonalnej w ciszy nie kwalifikują danej osoby do kategorii osób niepełnosprawnych słuchowo, a ma ona kłopoty ze zrozumieniem mowy, prawdopodobnie w wyniku zakłóceń percepcyjnych w ośrodkowym układzie słuchowym. Osoby niedosłyszące oczekują takich badań i w konsekwencji nowych regulacji prawnych definiujących stopnie niepełnosprawności słuchowej, obejmujących wspomniane przypadki.

Bibliografia

Applied Acoustics.
Ear and Hearing.
Hörakustik.
Journal of Acoustical Society of America.
Journal of Audio Engineering Society.
Science.
Zeitschrift für Audiologie.

INDEKS RZECZOWY

A

adaptacja 194, 197, 198, 471, 631, 785, 835
afazja 311, 332, 473
akumulator 151, 435, 742, 743, 775, 850
anatomia 69, 746, 834
aparat słuchowy 7-9, 18, 19, 59, 65-67, 75, 82, 84-90, 136, 137, 153, 154, 166, 182, 201, 203, 205, 208, 209, 220, 222, 223, 238, 239, 246, 247, 253, 265, 275, 305, 310, 313, 332, 347, 358, 359, 362-364, 386, 390, 391, 393, 394, 415-418, 420, 422-424, 426, 431-457, 459-463, 465, 468-478, 481, 482, 487, 489-497, 501, 515-527, 529-548, 551, 552, 554, 555, 557, 560-564, 566-568, 571-573, 575-577, 579, 581-587, 589, 592-594, 597-599, 601-612, 617-629, 631-643, 645, 647-652, 655-661, 663, 664, 666-671, 673, 674, 677-685, 693-701, 703, 704, 709-727, 730, 731, 734, 748, 749, 755, 756, 768, 770, 771, 793, 795, 796, 799-807, 809-812, 815-817, 819, 820, 822-825, 836, 838-844, 846-851
  kostny 546, 547, 690, 691, 770-772, 774, 775
  wewnątrzuszny 435, 437-439, 469, 470, 474, 476, 477, 482, 487-489, 508, 560, 568, 594, 620-622, 624, 645, 660-665, 744, 826-828, 834-837, 840
  zauszny 358, 359, 435-438, 441, 469, 474, 477, 481, 490, 519, 523, 560, 620, 645, 651, 652, 668, 669, 775, 826, 828, 834, 836, 841
APHAB 642, 710, 715, 716, 720, 721, 724, 726, 727
ASSR 222, 223, 227, 230, 242-246, 270, 271, 582
audiogram 34, 40, 41, 167, 168, 178, 180, 184-186, 188, 189, 200, 218, 220, 238, 243, 245-247, 251, 262-264, 267, 268, 279, 283, 289, 293, 294, 300, 301, 355, 362-364, 374, 382, 383, 465, 574, 579, 581, 584, 585, 592, 593, 595, 607, 611, 620, 634, 637, 642, 651, 699, 710, 717, 724, 725, 757, 795, 850
audiometr 161, 162, 165, 166, 169, 174, 175, 196, 199, 200, 205, 206, 211, 222, 280, 283, 284, 289, 291, 293, 295, 357, 358, 564, 660-664
audiometria
  impedancyjna 20, 211-213, 220, 381, 383, 656, 755
  mowy 19, 20, 23, 26, 275, 276, 279, 280, 288-298, 301-303, 336, 344, 362, 381, 382, 678, 680-682, 698, 755, 796, 825
  odpowiedzi wywołanych – ABR 222, 223, 226-231, 233-238, 240, 243, 265, 383, 384, 582, 656, 657, 664, 665, 670, 829-831
  tonalna 18-20, 22, 23, 25, 132, 135, 186, 268, 269, 275, 283, 286, 288-290, 298, 299, 302, 336, 351, 381, 382, 471, 603, 605, 657, 665, 678, 679, 681-683, 736, 739, 741, 742, 744, 755, 783, 792, 825, 852
  zabawowa 342-344, 657, 795

B

badanie audiometryczne 18, 66, 90, 130, 136, 137, 153, 161, 167, 169, 183, 189, 190, 193, 194, 203, 204, 211, 220, 227, 230, 239, 283, 302, 312, 318, 383, 662, 664, 665, 677, 679, 685-691, 702, 724, 767, 792, 825
BERA 303, 582, 690, 829
biostymulacja 403, 404

błona
bębenkowa 12-14, 16, 21, 22, 155, 212, 214, 216, 256, 278, 283, 326, 358, 375, 377, 380, 482, 490, 491, 500, 501, 502, 551, 555, 557, 561-568, 586, 587, 609, 610, 621, 645, 647, 653, 657, 659, 661-666, 714, 729, 736, 737, 744, 745, 769, 836, 846
podstawna 16, 37-40, 42, 51, 52, 55, 227-230, 238, 240, 249, 269, 278, 371, 382, 846

C

charakterystyka dynamiczna 447, 448, 453, 454, 530, 535-539, 552, 575, 583, 598, 599, 603, 618, 710, 714
CHILD 671, 831
CIC – *complete in canal* 426, 435, 437, 438, 488, 501, 584
ciśnienie akustyczne 14, 33, 35, 38, 62, 93, 99, 100, 161-167, 182, 213, 250-253, 256, 258, 259, 268, 288, 291, 297, 310, 355, 356, 358, 362, 376, 415, 446-452, 530-535, 540, 542, 543, 546, 548, 551, 555-557, 560-565, 569, 575-577, 579, 582, 584, 586, 587, 598-603, 639, 645, 646, 661, 663, 666, 714, 790, 835
COSI 619, 627, 674, 710, 715, 721, 722
częstotliwość 16-20, 23, 28, 33-57, 60-64, 67, 70, 71, 74-76, 83, 104, 106, 117, 132, 134-136, 141, 143, 150, 156, 161-167, 171-175, 177, 178, 180-182, 186-188, 190, 193, 195, 197-203, 205-209, 213, 215-220, 226-228, 230, 236-241, 243-246, 249-253, 257- 264, 266-268, 270, 276, 278, 284, 286, 288, 292-295, 299, 300, 326, 327, 331, 333, 335-341, 343, 350, 351, 353, 355, 356, 358, 359, 361, 362, 369, 372, 376-378, 381, 383, 403, 406, 415-418, 420-424, 428, 430-434, 436, 439, 441, 443-445, 447, 457, 459, 462-468, 478, 482, 490, 491, 493-497, 519-522, 530, 531, 535, 539, 540, 542, 544-549, 552, 554-558, 560-568, 571-578, 583-587, 592-596, 598, 599, 601-603, 609-611, 613, 620, 624, 631-637, 639, 640, 642, 646-648, 650, 651, 653, 655, 657-659, 666, 667, 673, 683, 690, 693, 696-700, 710, 724, 731, 732, 746, 751, 753, 754, 758, 762, 763, 770, 779, 781, 783, 789-791, 829, 835, 849

D

DataLearning 455-457, 471, 694
decybel 34, 35, 291, 303, 423, 445, 518, 519, 552, 554, 568, 569, 574, 595, 620
deprywacja słuchu 66, 668
detekcja
modulacji 47-49, 463, 464
synchroniczności 463, 464
dopasowanie
aparatów słuchowych 9, 89, 154, 209, 275, 305, 332, 347, 358, 362, 455, 471, 482, 495, 518, 529-531, 535, 539, 546, 551, 552, 560-562, 566, 567, 571-573, 575, 576, 581, 582, 585, 587, 593, 594, 597, 603-605, 608-610, 612, 617-619, 625, 627, 628, 631, 632, 634-637, 639, 641-643, 645, 654-657, 660, 661, 663, 664, 666-670, 674, 678-683, 693-695, 698, 709-716, 720-727, 731, 777, 785, 793, 807, 816, 822-824, 834, 837, 848-850
otwarte 482, 569, 620, 645, 649-653
DPOAE 250-254, 258-266, 268-272, 381-384, 408, 412
dynamika słuchu pacjenta 361, 362, 598
dyskomfort 18, 21, 102, 103, 168, 169, 182, 183, 343, 355, 356, 371, 372, 381, 393, 407, 531, 533, 564, 575-579, 580-582, 641, 646, 648, 666, 674, 693, 717, 792, 794, 808, 822, 825, 834, 835

E

efekt
cienia głowy 64, 478, 653, 654, 668, 769,
okluzji 160, 175, 180, 181, 457, 478, 491, 492, 624, 646, 648, 649, 731, 739, 744, 834-836
paracusis Willisii 23, 374
wyrównania głośności (*recriutment*) 19, 20, 24, 157, 194-196, 213, 219, 247, 371, 471, 581, 582, 598, 677, 696
efektywność dopasowania 305, 669, 670, 715, 716, 721, 723, 726, 727
elektroakustyka 7, 529
elektrokochleografia 222

F

filtr
akustyczny 139, 434, 482, 491, 494, 495, 843
Wienera 455, 518
fizjologia i patologia słuchu 11, 63, 64, 463, 598, 602, 603, 677, 849

G

głośność dźwięku 34-37, 46, 52, 63, 160, 195, 196, 371, 546, 598, 601, 602, 610, 667, 705-707, 722, 723,
głuchota 21, 27-29, 75, 76, 83, 133, 134, 137, 156, 202, 290, 291, 329-332, 374, 378, 401, 405, 473, 476, 595, 611, 613, 655, 668, 686, 751, 752, 755, 757, 758, 769, 784, 797, 817

I

impedancja akustyczna 15, 166, 212, 358, 423-425, 475, 491, 495-497, 547, 759, 790
implanty
pniowe 751-756, 758, 759, 761
ślimakowe 26, 74, 265, 391, 401, 435, 473, 668, 715, 730, 734, 747, 751-756, 760, 762, 789, 791, 798, 845, 848, 849
ucha środkowego 729, 730, 743, 748
intensywność (natężenie) 60-62, 65, 236, 239, 369, 380, 394, 409, 830

K

komórki słuchowe 15-17, 249, 376, 377, 845, 846, 851
kompresja
częstotliwości 209, 463, 465-468
sygnału 37, 571, 600, 611, 632, 641
sygnału mowy 363, 364
kowadełko 13, 734, 736-738
krzywa artykulacyjna 279, 282-284, 286-289, 300, 301, 362
krzywe jednakowego poziomu głośności 34, 35

L

lateralizacja dźwięku 25, 59, 157, 158, 191, 192, 196, 302
lokalizacja źródła dźwięku 15, 59, 60, 62, 65-67, 302, 334, 335, 339, 456, 470, 471, 646, 669, 696, 697, 769
LTASS 294, 457, 639, 640-642

M

małżowina uszna 12, 33, 61, 62, 148, 159, 326, 327, 336, 390, 482-488, 498-500, 502, 503, 506, 509, 729, 730, 747, 768, 770
maskowanie 26, 36, 37, 39-43, 45, 50, 65, 166, 168, 176, 178-181, 191, 192, 200, 205, 230, 291-294, 302, 367, 369, 381, 391, 612, 825, 849
metoda
1/3 HTL 571, 573, 612
A-Life 572, 603, 604
DSL 551, 552, 560, 562, 571, 587, 582, 592, 597
DSL[i/o] 582, 583, 610
DSLm[i/o] 582, 609, 666, 667, 674
DSLv.5 582, 583, 546, 582, 610-613, 637, 666, 667
Kellera 355, 571, 612
LGOB 572
NAL 546, 571, 573, 584, 721
NAL-NL1 546, 551, 584-593, 609-613, 637, 663
NAL-NL2 546, 551, 552, 560, 562, 592-596, 609-613, 663, 666-668, 674
NAL-RP 573, 584, 587, 589, 590, 611
NSLE (HGJ) 573, 584, 587, 590
Phox 573
Renard 573, 574
SAS 573, 762
WHS 597, 598, 600, 601
metody
elektrofizjologiczne 211, 246
obiektywne 120, 211, 212, 221, 246-248, 250, 261, 266, 642, 755
mikrofon 33, 145, 149-152, 166, 213, 250, 251, 253, 254, 256, 259, 415-418, 426, 431-433, 436, 438-440, 459-461, 463, 471, 473-478, 515, 519-521, 523, 526, 554, 594, 595, 620-622, 632, 637, 638, 647, 648, 652, 653, 669, 729, 733, 736, 740-743, 745, 753, 770, 771, 774, 775, 778-782, 790, 791, 808, 833, 837, 841-843
młoteczek 13, 737
moc sygnału 199, 271, 281

N

nadwrażliwość na dźwięki 370, 371, 379, 393
narząd Cortiego 16, 17, 134, 176, 197, 199, 272, 326, 375, 377, 382, 404
niedosłuch
  mieszany 19, 194, 374, 668, 686, 731, 738, 739, 741, 742, 746, 768, 783
  odbiorczy 19, 28, 29, 75, 160, 289, 290, 377, 621, 668, 677, 679, 683, 684, 688, 714, 730, 736, 738, 739, 741-743, 745, 748, 751, 755, 789
  przewodzeniowy 18, 20-23, 29, 75, 76, 160, 289, 290, 374, 375, 471, 572, 585, 621, 668, 731, 738, 739, 741, 742, 746, 768, 771, 783

O

objaw wyrównania głośności 19, 20, 24, 196, 213, 219, 247, 677
obszar słyszalności 182, 183, 641
obustronny niedosłuch 24, 29, 456, 476, 677, 680, 688, 751, 755, 756
obwiednia 37, 40, 49, 50, 62, 226-228, 238, 244, 251, 270, 429, 431, 432, 454, 468, 583
ocena subiektywna 35, 59, 97, 410, 412, 432, 454, 530, 618, 619, 629, 649, 674, 709, 710, 713, 714, 785, 840
ochronniki słuchu 130, 132, 133, 135, 136, 139, 141, 145, 146, 149-151, 205, 551
odruch strzemiączkowy 20, 213, 216-220, 247, 272, 759, 760
ogniwo 434, 694, 733, 736, 740, 741, 744, 778
okienko owalne 11, 13, 15, 278, 731, 734
ostrość słyszenia 21, 63, 155
otoemisja akustyczna 24, 211, 249-253, 259, 266, 271, 273, 382, 383, 408, 412, 656, 755
otoskleroza 20, 22, 213, 216, 219, 374, 375, 734, 758, 768
otwór wentylacyjny 145, 439-443, 482, 489, 492, 493, 507, 510, 514, 605, 620, 624, 645, 647, 648, 650, 731, 836, 837

P

pętla indukcyjna 320, 515-519
plastyczność mózgu 328, 388, 395
pole słuchowe 182, 278, 355, 357, 361-364, 430, 446, 571, 598, 641, 678-682, 697
polski test słowny 282
power-cross 477, 478
poziom
  ciśnienia akustycznego 33-35, 38, 62, 99, 161, 162, 165, 167, 213, 250, 251, 253, 256, 258, 259, 268, 288, 291, 297, 310, 355, 356, 358, 362, 376, 446-452, 530-535, 540, 542, 543, 545, 546, 548, 551, 555-557, 560-565, 568, 569, 575, 576, 579, 582, 584, 586, 587, 598-600, 602, 603, 637, 639, 645, 646, 657, 661, 663, 666, 714, 790, 791, 835
  głośności dźwięku 34, 35, 46, 160, 195
  intensywności (natężenia) 35, 40, 141, 236
  mowy 279, 280, 283-287, 294, 299, 303, 304, 315, 335, 346, 354, 356, 362, 381, 415, 584, 666, 798, 807
  nieprzyjemnego słyszenia 356
procesor mowy 753, 754, 759-761, 763, 789-797, 848
protezowanie binauralne 66, 469, 470, 473, 690, 691, 709
próba
  Rinnego 157-159, 161, 190-193
  Schwabacha 159, 161, 190-192
  Webera 156-158, 161, 190-194, 196
próg
  niewygody 355
  rozumienia mowy 64, 298, 299, 310, 677, 678, 680, 688, 689
  słyszalności 33-35, 37, 39, 40, 103, 106, 162-164, 167, 168, 170, 173-176, 178-180, 182, 183, 188, 190, 197, 198, 200, 202, 205-208, 278, 291, 331, 335, 336, 338, 339, 341, 342, 355, 357, 358, 360, 361, 484, 547, 571, 578, 582, 586, 609, 640, 657, 660-666, 668, 673, 674, 849
przeciwwskazania do wszczepiania aparatów kostnych 783
przewodnictwo

kostne 15, 157, 159, 160, 163, 164, 166-169, 174-176, 178-186, 190, 202, 279, 291-293, 341, 343, 359, 361, 546, 547, 572, 577, 578, 585, 621, 646, 647, 668, 669, 731, 739, 746, 767-774, 778, 780, 782-785
powietrzne 12, 15, 18, 19, 21, 29, 157, 161, 166-169, 171, 173, 174, 176-178, 180-186, 190, 202, 279, 291-294, 305, 341, 343, 359, 361, 529, 546, 572, 577, 578, 585, 621, 646, 647, 668, 729, 736, 739, 744, 746, 767, 768, 783, 784

R

REAG 440, 561, 562, 567, 568, 586, 587
RECD 552, 564-566, 582, 584, 585, 610-612, 659, 661-666, 670
rehabilitacja słuchowa 77, 78, 265, 298, 325, 655, 656, 695-697, 704, 709, 715, 830
REUR 555-557, 560, 568
rezerwa ślimakowa 18, 19, 22, 23, 179, 185, 190-193, 288, 292, 572

S

samogłoski 27, 28, 71, 76, 279, 295, 313, 430, 683, 684, 697, 703, 849
samoistna habituacja 395
słuchowe potencjały wywołane 211, 212, 220-225, 230-232, 234, 242-244, 247, 270, 383, 656
sprzężenie akustyczne 201, 463, 507, 647, 648, 650, 653, 730
strzemiączko 13-15, 175, 374, 735-737, 739
systemy komunikacji w hałasie 151
szum
biały 20, 178, 319, 337, 338, 381, 598, 599, 604
różowy 111-113, 178
uszny (*tinnitus*) 18, 23, 66, 134, 154, 264, 367-370, 373-380, 382-397, 401-404, 406-408, 411-413, 684, 686, 687, 792, 823, 824

Ś

średnica dźwiękowodu 482, 491, 496, 497

T

technologia Wi-Fi 476
terapia dźwiękowa 386, 391, 393, 394, 396
tinnitus 263, 264, 365, 367-370, 401, 403, 406, 408, 412, 792
tolerowany poziom szumu 725
trąbka słuchowa 11, 14, 15, 22, 29, 213, 216, 326, 368
trening słuchowy 73, 77, 78, 313, 347, 694, 695, 697, 703-705, 763, 792, 795, 848, 849
TROCA 342, 657
TRT 379, 384, 386, 389, 391, 392, 394-397
tympanogram 22, 214-216, 381
tympanometria 213, 214, 216, 265, 829

U

układy
antysprzężeniowe 445, 552, 837, 841
BICROS 469, 475-478, 484, 669, 685
regulujące 161, 436, 620
uszkodzenie
mieszane 158, 185, 189, 193, 289, 359
odbiorcze 19, 158-160, 177, 185, 189, 191, 261, 330, 359, 595, 596
przewodzeniowe 158-160, 175, 182, 184, 189, 196, 197, 269, 330, 352, 359, 361

V

VRA 339, 340-342, 657, 660
VROCA 342, 657

W

wejście audio 519, 522, 525, 778, 779, 781
wibrator kostny 15, 230, 770, 771
wkładka uszna
dla muzyków 141, 143
miękka 141, 144, 254,
wycisk 140, 141, 146, 147, 151, 481, 487, 498-505, 508, 509, 827, 834, 835, 847, 848
wysokość dźwięku 50-52, 54, 55, 94, 156
wywiad 18, 19, 153, 154, 236, 265, 373, 379-381, 392, 394, 455, 605, 625, 626, 656, 693, 782, 795, 822-824, 829
wzmocnienie
aparatu słuchowego 246, 358, 364, 420, 422, 424, 439-445, 447, 450, 465, 492, 530, 535, 539, 544, 548, 552, 560-563, 571-573, 575, 583-585, 589, 592, 593,

603, 605, 609, 611, 628, 631, 635, 637, 652, 657, 658, 660, 683, 836, 843

Z

zakres dynamiki 37, 42, 44, 364, 451, 533, 539, 794
zniekształcenia sygnału 26, 418, 432
zrozumiałość mowy 19, 23, 25, 46, 64, 67, 151, 201, 275, 276, 278, 280, 287, 298-300, 309-311, 313, 316, 317, 320, 346, 362, 363, 423, 456, 457, 459-463, 465, 470, 471, 473, 518, 535, 583-585, 593, 594, 597, 604, 610, 611, 613, 621-626, 642, 646, 669, 674, 684-689, 691, 694, 698, 710, 713, 723, 724, 848, 851, 852
zysk
  dopasowania 347, 724
  zrozumiałości mowy 23, 25, 46, 111, 201, 276, 299, 311, 320, 354, 363, 457, 610, 684, 687, 689, 710, 713, 724, 848

Indeks opracował
Edward Hojan

HEARING HEALTHCARE PROFESSION

Summary

This monograph deals with the topic of hearing loss rehabilitation, which is unique in the scientific literature in Poland, mainly by using hearing aids and cochlear implants.

Chapter 1, which is titled "Hearing", presents selected issues of the physiology and pathology of hearing, the effect of noise on the human body as well as problems associated with the court's decisions in cases involving hearing damage, and the intelligibility of speech, which are most commonly encountered by hearing care professionals in their daily work.

Chapter 2 describes in detail issues relating to the methods of testing hearing which provide a basis for classifying a particular hearing impairment and fitting a hearing aid, if necessary.

Chapter 3 deals with the topic of the so-called tinnitus, which is, unfortunately, becoming increasingly more common in people suffering from hearing loss, but also in those with normal hearing. Diagnostics and, above all, the acoustic methods of treating tinnitus present a challenge for a hearing care professional after purely medical procedures are exhausted.

Modern hearing aids as well as all of the technical issues and procedures for selecting these aids and fitting them to the individual needs of people who are hard of hearing are presented in Chapter 4. Also, other hearing devices, i.e. cochlear implants, are discussed in this chapter.

The authors of Chapter 5 describe the standards of patient care at hearing aid centers.

Chapter 6 presents reflections on the future of this branch of science in the context of new technological developments in the area of electronics, medicine and the Internet.

Those readers who are interested in the source texts can use the lists of references that are provided at the end of each chapter.

Certain repetitions could not be avoided since the co-authors of this book sometimes had a different approach to similar topics.

NOTY O AUTORACH

Dr n. med. Grażyna Bartnik
Poradnia Zaburzeń Słuchu, Głosu i Równowagi
Szpital IBIS Sensor Cliniq w Warszawie

Dr Edyta Bogusz-Witczak
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Mgr Artur Duraj
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Dr Anna Furmann
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Dr Michał Gałuszka
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Dr Roman Gołębiewski
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Dr Honorata Hafke-Dys
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Prof. zw. dr hab. Edward Hojan
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Dr. hab. n. med. Dorota Hojan-Jezierska, prof. PWSZ
Katedra Biofizyki
Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Dr n. med. Michał Karlik
Katedra i Klinika Foniatrii i Audiologii
Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Dr hab. n. med. inż. Krzysztof Kochanek, prof. IFPS
Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu w Warszawie

Dr Jędrzej Kociński
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Mgr Radosław Kruzel
Fono Centrum Protetyki Słuchu we Wrocławiu

Dr n. med. mgr fil. Maciej Mrówka
Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu w Warszawie

Dr Karina Mrugalska-Handke
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Prof. zw. dr hab. med. dr h.c. Andrzej Obrębowski
Katedra i Klinika Foniatrii i Audiologii
Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Mgr Łukasz Olszewski
Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu w Warszawie

Dr Marek Porowski
Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu w Warszawie

Dr hab. Anna Preis, prof. UAM
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Mgr Anna Ratuszniak
Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu w Warszawie

Dr Agnieszka Ruta
Uniwersytet Ekonomiczny w Poznaniu

Prof. dr hab. Aleksander Sęk
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Dr. hab. Ewa Skrodzka, prof. UAM
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Dr Olgierd Stieler
Katedra i Klinika Otolaryngologii
Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Dr inż. Leszek Śliwa
Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu w Warszawie

Prof. dr hab. n. med. Mariola Śliwińska-Kowalska
Klinika Audiologii i Foniatrii
Instytut Medycyny Pracy w Łodzi

Dr hab. n. med. Piotr Świdziński, prof. UM
Katedra i Klinika Foniatrii i Audiologii
Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Dr Andrzej Wicher
Instytut Akustyki
Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Dr hab. n. med. Bożena Wiskierska-Woźnica
Katedra i Klinika Foniatrii i Audiologii
Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

INTERTON
ESSENTIAL HEARING



Przewaga dzięki przełomowym technologiom



Sound Scape Interton jako pierwszy zmienia całkowicie podejście do kierunkowości. Dzięki technologii SoundScape, pomimo włączenia kierunkowości, do ucha docierają wszystkie dźwięki, poprawiając tym samym zrozumienie mowy, lokalizację, naturalne brzmienie, jak i odsetek ludzi akceptujących dźwięk aparatu.



Feedback Suppression Interton jako jedyny w branży nie ogranicza wzmocnienia w obszarze, w którym może wystąpić sprzężenie. Dzięki temu do ucha docierają wszystkie dźwięki w odpowiednim wzmocnieniu, co ma szczególne znaczenie w dopasowaniu aparatów dzieciom i wpływa na zrozumienie mowy.

2.4 GHz Technology Interton jako pierwszy wprowadza przełomową dla całej branży cyfrową, prawdziwie bezprzewodową technologię 2.4 GHz. Dzięki niej nie potrzeba stosować kabli do dopasowania, przesyłany dźwięk jest czysty i wyraźny, a akcesoria bezprzewodowe pozbawione są dodatkowych elementów w postaci pętli indukcyjnych czy stopek.



Nano Coating Interton jako pierwszy w branży zastosował nanopowłokę na elektronice we wszystkich aparatach słuchowych, która spełnia normy IP, ale – co ważniejsze – spełnia wewnętrzne, bardziej surowe normy. Dzięki temu aparaty są odporne nie tylko na czystą wodę, ale także na kwaśne środowiska podczas użytkowania aparatu.

cedis… marka produktów do higieny i pielęgnacji aparatów słuchowych

Praca w czystych i zdrowych warunkach gwarantuje odpowiedni komfort protetykom słuchu. Na każde życzenie klienta gwarantujemy odpowiedni produkt.

cedis oznacza higienę i pielęgnację w systemie. To wzmacnia Twoje kompetencje.

cedis®

cedis – produkty do higieny i pielęgnacji

Wyraz wzorowej współpracy z klientami, jakość płynąca z doświadczenia





cedis Classic – klasyczny

Wszystko do czyszczenia, suszenia i pielęgnacji. Wszystkie produkty się uzupełniają. Wszystko możesz otrzymać u nas.



cedis Profi – dla profesjonalistów

Profesjonalne utrzymanie czystości w miejscu pracy, gdzie kontakt z pacjentami jest tak ważny. Do utrzymania w czystości rąk i miejsca pracy, a także dezynfekcji urządzeń i narzędzi oraz wkładek słuchowych.

cedis – Mówimy „tak“ higienie i pielęgnacji słuchu na co dzień.

Celem otrzymania dalszych informacji , proszę zwrócić się do firmy:
Interton.pl Sp. z o.o. • ul. Wielicka 28 • 30-552 Kraków • Telefon 12 296 64 24
e-mail: biuro@interton-polska.eu • https://interton-polska.eu



EDWARD HOJAN – dyrektor Instytutu Akustyki Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu w latach 1987–1996. W swoim dorobku naukowym ma wiele publikacji z dziedziny elektroakustyki, analizy sygnałów, akustyki stosowanej, w tym aparatów słuchowych, podręczniki z zakresu nagłaśniania pomieszczeń i przestrzeni otwartej oraz trzy podręczniki z zakresu rehabilitacji ubytków słuchu: *Akustyka aparatów słuchowych*, *Miernictwo aparatów słuchowych*, *Dopasowanie aparatów słuchowych*.
W roku 1992 powołał do życia Studium Protetyki Słuchu przy Instytucie Akustyki UAM.
Założyciel i długoletni prezes Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, członek władz Polskiego Towarzystwa Akustycznego, członek Deutsche Akustische Gesellschaft, członek honorowy Deutsche Audiologische Gesellschaft.

Książka *Protetyka słuchu* jest obszerną wieloautorską monografią istotnego z naukowego i aplikacyjnego punktu widzenia zagadnienia funkcjonowania i wspomagania wybranego zmysłu człowieka, jakim jest słuch, realizujący funkcje słyszenia sygnałów akustycznych. Coraz powszechniejsze i niestety trwałe dysfunkcje tego narządu powodują nie tylko indywidualne utrudnienia w codziennym życiu człowieka, ale przenoszą się także na nieprawidłowości funkcjonowania w grupie społecznej w szczególności i całym społeczeństwie – w ogólności. […]
W publikacji przedstawiono treści z zakresu medycyny i fizjologii słuchu, akustyki fizycznej i psychologicznej oraz najszerzej potraktowanych zagadnień związanych z konstrukcją, działaniem, a przede wszystkim – z technikami doboru oraz regulacji aparatów słuchowych i implantów słuchowych protezujących narząd słuchu.
Poszczególne zagadnienia opracowane zostały przez specjalistów z wielu dziedzin (medycyny, fizjologii, fizyki, akustyki i inżynierii urządzeń wspomagających słuch), pracujących w specjalistycznych wydziałach uczelni wyższych i instytutów naukowych, legitymujących się udokumentowanym dorobkiem naukowym w uprawianej dyscyplinie oraz dziedzinie nauki i praktyki.

prof. zw. dr hab. inż. Adam Lipowczan
z recenzji wydawniczej

9 788323 227489

ISBN 978-83-232-2748-9
ISSN 0554-8039