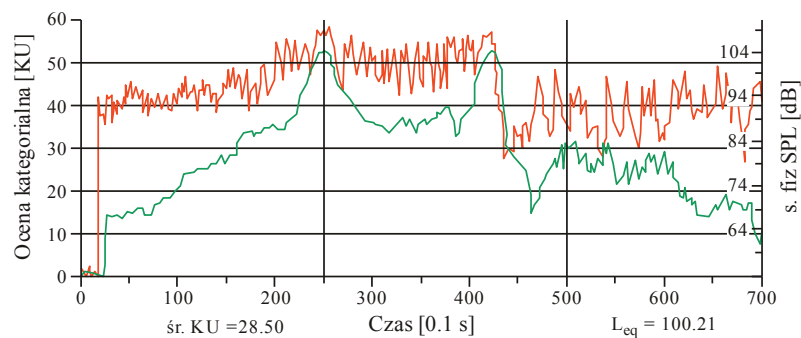




Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego
w Poznaniu

Dorota Hojan-Jezierska

BADANIA NAD EFEKTYWNOŚCIĄ PROCEDUR DOPASOWANIA SYGNAŁU AKUSTYCZNEGO W APARATACH SŁUCHOWYCH



Poznań 2010

© Copyright by Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu,
Poznań 2010
© Copyright by Dorota Hojan-Jeziarska, Poznań 2010

Tytuł angielski
Investigations of effectiveness of acoustic signal procedures fitting in hearing aids

Recenzent
Prof. dr hab. Feliks Jaroszyk

Skład i łamanie
Mirosława Zajączkowska

Korekta techniczna
Grażyna Dromirecka

ISBN 978-83-7597-102-6

WYDAWNICTWO NAUKOWE UNIWERSYTETU MEDYCZNEGO
IM. KAROLA MARCINKOWSKIEGO W POZNANIU
60-812 Poznań, ul. Bukowska 70

Ark. wyd. 8,2. Ark. druk. 11,1. Papier offsetowy 80 g/m² 70x100.
Format B5. Zam. nr 191/10.
Druk ukończono w grudniu 2010 r.

*Moim Ukochanym Córkom
Agacie i Monice*

Spis treści

Spis skrótów używanych w pracy	7
1. Wstęp	11
2. Uszkodzenia słuchu	15
2.1. Diagnostyka wybranych uszkodzeń słuchu	15
2.2. Obraz niedosłuchów	15
2.3. Obszary martwe	16
2.3.1. Diagnozowanie obszarów martwych	17
3. Aparaty słuchowe	19
3.1. Podstawowe elementy składowe aparatu słuchowego	19
3.2. Rodzaje aparatów słuchowych	20
3.2.1. Aparaty słuchowe zauszne i wewnątrzuszne	20
3.2.2. Aparaty słuchowe jedno- i wielokanałowe, jedno- i wieloprogramowe	21
3.2.3. Aparaty słuchowe-cyfrowe	22
3.3. Inne protezy słuchowe	22
4. Dopasowanie aparatu słuchowego	25
4.1. Czynniki określające potrzebę stosowania aparatu słuchowego	25
4.2. Wybór i dopasowanie aparatu słuchowego	25
4.2.1. Procedury doboru aparatu słuchowego	25
4.2.1.1. Procedury bazujące na wynikach badań audiometrii tonalnej	26
4.2.1.2. Procedury interaktywne bazujące na percepcji tonów lub pasm szumu	27
4.2.1.2.1. Metoda WHS	28
4.2.1.3. Procedury interaktywne bazujące na percepcji dźwięków naturalnych	30
4.2.1.3.1. Metoda HGJ	30
4.2.1.4. Metoda DSL	33
4.2.1.5. Metoda NAL	34
5. Wpływ typu aparatu słuchowego na widmo transmitowanego sygnału	35
5.1. Metodyka badań	35
5.1.1. Układ pomiarowy	35
5.1.2. Dane techniczne badanych aparatów słuchowych	36
5.2. Dobór parametrów aparatów słuchowych oraz sygnałów testowych	38
5.3. Analiza widm sygnałów na wyjściu aparatów słuchowych	38
5.4. Wnioski	45
6. Prognozowanie efektywności dopasowanych aparatów słuchowych w przypadku niedosłuchu odbiorczego	46
6.1. Metody oceny efektywności aparatów słuchowych	46
6.1.1. Metoda APHAB	46
6.1.2. Badanie zrozumiałości mowy w wolnym polu	49
6.1.4. Tolerowany poziom szumu (ANL_{fit})	51
6.1.4.1. Procedura pomiarowa tolerowanego poziomu szumu	51
6.2. Testowanie wybranych procedur dopasowania aparatów słuchowych	52
6.2.1. Metodyka badań	52
6.2.2. Wyniki badań	54

6.2.3. Wnioski	77
6.3. Testowanie metody HGJ	78
6.3.1. Aparatura i warunki eksperymentu	78
6.3.2. Dobór sygnału akustycznego	78
6.3.3. Wyniki badań	79
6.3.3.1. Metoda APHAB	79
6.3.3.2. Audiometria tonalna w wolnym polu	81
6.3.3.3. Badanie zrozumiałości mowy w wolnym polu	84
6.3.4. Wnioski	87
6.4. Wyniki badań procedury tolerowanego poziomu szumu tła (ANL_{fit})	87
6.4.1. Wnioski	89
7. Skalowanie głośności metodą HGJ przez dzieci.	90
7.1. Metodyka i przebieg badań	90
7.2. Wyniki badań skalowania głośności	91
7.3. Wnioski	92
8. Ocena efektywności dopasowania aparatów słuchowych w przypadku występowania obszarów martwych	94
8.1. Metodyka i przebieg badań	95
8.2. Wyniki badań dla różnych procedur dopasowania testowanych aparatów słuchowych	96
8.3. Wnioski	99
9. Dodatek – wykorzystanie procedury HGJ w procesie rehabilitacji słuchu osób z implantem ślimakowym.	101
9.1. Metodyka badań	101
9.1.1. Sygnały pomiarowe	101
9.1.2. Zadania słuchaczy	102
9.1.3. Ocena zrozumiałości mowy i dobór słuchaczy	104
9.1.4. Warunki eksperymentu i aparatura pomiarowa	104
9.2. Wyniki eksperymentu	105
9.2.1. Testy słowne i wskaźnik nadążania za zmianami poziomu dźwięku	105
9.2.2. Wyniki kategoryjnej oceny dźwięków naturalnych	106
9.2.3. Dyskusja otrzymanych wyników	110
9.3. Wnioski	112
10. Podsumowanie	113
11. Piśmiennictwo	117
12. Streszczenie	126
13. Summary	131

Spis skrótów używanych w pracy

ABI	(<i>Auditory Brainstem Implants</i>), wszczepy pniowe
A\C	(<i>Analog to Digital Transducer (A/D)</i>), przetwornik analogowo/cyfrowy
AEP	(<i>Auditory Evoked Potential</i>), słuchowe potencjały wywołane
AGC _i	(<i>Automatic Gain Control/Input</i>), automatyczna kontrola wzmocnienia/wejście
AGC _o	(<i>Automatic Gain Control/Output</i>), automatyczna kontrola wzmocnienia/wyjście
A - Life	(<i>Name of Hearing Aids Fitting Procedure</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
ANL	(<i>Acceptable Noise Level</i>), akceptowalny poziom hałasu
ANL _{fit}	(<i>Acceptable Noise Level/fitting</i>), miara efektywności dopasowania aparatu słuchowego
APHAB	(<i>Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit</i>), skrócona procedura oceny korzyści z aparatu słuchowego
ASSR	(<i>Auditory Steady State Responses</i>), odpowiedź słuchowa stanu ustalonego
BAHA	(<i>Bone Anchored Hearing Aid</i>), zakotwiczony aparat słuchowy
BERA	(<i>Brainstem Evoked Response Audiometry</i>), audiometria odpowiedzi pniowych
BERGER	(<i>Name of Hearing Aids Fitting Procedure</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów
BICROS	(<i>Bilateral Routing of Signals</i>), binauralna transmisja sygnału
BNL	(<i>Background Noise Level</i>), poziom hałasu tła
C/A	(<i>Digital to Analog Transducer (D/A)</i>), przetwornik cyfrowo/analogowy
CAM/ADAPT	(<i>Name of Hearing Aids Fitting Procedure</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
CE	(<i>Concha Ear</i>), małżowinowy aparat słuchowy
CT	(<i>Concha Tragus</i>), pół-małżowinowy aparat słuchowy
CIC	(<i>Complete in the Canal</i>), aparat słuchowy wewnątrzkanalowy
CROS	(<i>Controlateral Routing of Signals</i>), kontrlateralna transmisja sygnału
DSL	(<i>Desired Sound Level</i>), pożądany poziom dźwięku – nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
DSL _{io}	(<i>Desired Sound Level Input/Output</i>), pożądany poziom dźwięku wejście/wyjście – nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych

ERA	(<i>Electric Response Audiometry</i>), audiometria odpowiedzi elektrycznych
FIG 6	(<i>Name of Hearing Aids Procedure</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
HF	(<i>High Frequency</i>), zakres wysokich częstotliwości
HL	(<i>Hearing Level</i>), poziom percepcji
HTL	(<i>Hearing Treshold Level</i>), próg słyszalności
HGJ	(<i>Name of Hearing Aids Procedure</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
IEC	(<i>International Electrotechnical Commission</i>), międzynarodowa komisja elektrotechniczna
IG	(<i>Inserion Gain</i>), skuteczne wzmocnienie
IHAFF	(<i>The Independent Hearing Aid Fitting Forum</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
LIBBY	(<i>Name of Hearing Aids Procedure</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
LF	(<i>Low Frequency</i>), zakres niskich częstotliwości
K(ZM)	(<i>Benefit of Intelligibility of Speech</i>), korzyść w zrozumieniu mowy
MCL	(<i>Most Comfortable Level</i>), poziom przyjemnej percepcji
MP	(<i>Maximum Power</i>), maksymalny poziom
MPO	(<i>Maximum Power Output</i>), maksymalny poziom wyjściowy
NSLE	(<i>Natural Sound Loudness Estimation</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
NAL	(<i>National Acoustic Laboratories</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
NAL-NL1	(<i>Name of Hearing Aids Procedure</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
NAL-RP	(<i>Name of Hearing Aids Procedure</i>), nazwa procedury dopasowania aparatów słuchowych
NOAH	(<i>The computer system fitting the hearing aids</i>), nazwa systemu komputerowego do dopasowania aparatów słuchowych
OAE	(<i>Otoacoustic emission</i>), otoemisja akustyczna
ON/NO	stopień akceptacji nieprzyjemnych dźwięków
PC	(<i>Peak Clipping</i>), ograniczenie wartości szczytowych sygnału
POGO	(<i>Perception of Gain and Output</i>), procedura dopasowania aparatów słuchowych
POGO1/POGOI	(<i>Perception of Gain and Output I</i>), procedura dopasowania aparatów słuchowych
POGO2/POGOII	(<i>Perception of Gain and Output II</i>), procedura dopasowania aparatów słuchowych

SISI	(<i>Short Increment Sensitivity Index</i>), wskaźnik wrażliwości na krótkie przyrosty natężenia
S/N	(<i>Signal to Noise Ratio</i>), stosunek sygnału do szumu
SO	zdolność komunikowania się w obecności szumu otoczenia
SPL	(<i>Sound Pressure Level</i>), poziom ciśnienia akustycznego
TEN	(<i>Threshold Equalising Noise</i>), szum wyrównujący próg
TRAX	(<i>Invented name of the a computer program</i>), nazwa własna programu komputerowego
UCL	(<i>Uncomfortable Level</i>), próg dyskomfortu
WHS	(<i>Würzburger Hörfeld Skalierung</i>), procedura skalowania pola słuchowego – Würzburg
WY	zdolność komunikowania się w obecności echa, pogłosu
WZPD	wskaźnik nadążania za zmianami poziomu dźwięku przez słuchacza
ZD	zysk dopasowania
ZK	zdolność komunikowania się w sprzyjających warunkach

1. Wstęp

Problem niedosłuchu (ubytek słuchu większy niż 25 dB HL, indeks zrozumiałości wyrazów jednosylabowych w ciszy mniejszy niż 80%) dotyczy około 10–15% ludności w krajach cywilizacji zachodniej [84, 122].

Trudności w zrozumieniu mowy ma również wielu ludzi o słuchu normalnym, szczególnie w obecności zakłóceń akustycznych; dotyczy to np. dzieci z dysleksją. Do kompensacji niedosłuchu zdecydowanie częściej niż rozwiązania medyczno-techniczne (implanty) stosowane są rozwiązania czysto techniczne: urządzenia głośno mówiące lub aparaty słuchowe [2, 9, 53, 70, 74, 76, 83, 85, 100, 131, 132, 147, 154, 167].

Wśród ludzi niedosłyszących, 70–90% ma mały lub średni ubytek słuchu ale tylko 10–30% z nich nosi aparaty słuchowe. Znacznie lepiej wyglądają te proporcje w grupie osób niedosłyszących o ubytku słuchu od dużego do głębokiego; w tym przypadku wykorzystywane są także implanty ślimakowe.

W przypadku niemowląt i małych dzieci, po wprowadzeniu w Polsce w roku 2002 obowiązkowych badań przesiewowych słuchu, zaopatrzenie w aparaty słuchowe lub implanty tej grupy słabo słyszących jest bardzo wysokie [83].

Osoby niedosłyszące, często są nie do końca zadowolone ze stosowanych pomocy słuchowych.

Przyczyn tego stanu należy szukać w:

- procedurach diagnozowania ubytku słuchu,
- procedurach dopasowania aparatów słuchowych,
- stosowanych rozwiązaniach technicznych,
- procedurach rehabilitacji słuchu.

Wykorzystywane procedury diagnozowania ubytku słuchu nastawione są przede wszystkim na ocenę medyczną [25, 26, 31, 106, 111, 140, 142, 172].

Kompleksowe badania, wykonywane są przez różnych specjalistów, przede wszystkim jednak przez lekarzy laryngologów, w ograniczonym zakresie przez protetyków słuchu. Szeroki zakres badań audiologicznych, w skład których wchodzi: wywiad, otoskopowanie, audiometria tonalna – przewodnictwo powietrzne i kostne, próby stroikowe – Weber, Rinne, próby nadprogowe – SISI, Fowler, tympanometria, audiometria mowy, BERA, ma na celu prawidłową ocenę stanu układu słuchowego, a nie określenie parametrów aparatu słuchowego, który by kompensował zdiagnozowane ubytki słuchu.

Stosowane obecnie metody diagnozowania ubytku słuchu dostarczają przede wszystkim danych o poziomie progowym percepcji tonów sinusoidalnych. Można przypuszczać, że ocena ta jest w pewien sposób ograniczona ze względu na stosowany sygnał akustyczny. Parametry fizyczne tonu sinusoidalnego

nie pozwalają uwzględnić danych np. o zakłóceniach dyskryminacji czasowej czy selektywności częstotliwościowej.

Procedury dopasowania aparatów słuchowych, przystosowane do liniowych aparatów słuchowych, np.: BERGER, POGO, jak i te, uwzględniające pracę nieliniową współczesnych aparatów np. NAL-NL1, FIG 6, DSL_{V/O} i inne [10, 11, 36, 38, 69, 153, 169], bazują na ww. procedurach diagnozowania słuchu. Wszystkie one ograniczają się w zasadzie do określenia wielkości wzmocnienia aparatu słuchowego, odpowiedniego do danego ubytku słuchu. Pomijają one jednak m.in. wielkość koniecznej kompresji sygnału zmiennej w funkcji częstotliwości, stałe czasowe w układach regulacji, wartości progu zrozumiałości mowy, wielkość zewnętrznego kanału słuchowego czy rodzaj sygnału testującego słuch [7, 53, 81, 99, 121, 144, 148, 149, 150, 152, 153, 158, 159].

Testowanie aparatów słuchowych wg zaleceń normowych IEC118, bazujących na audiometrii tonalnej, nie daje wyników zgodnych z oceną tych aparatów w testach klinicznych [56]. Dlatego wydaje się uzasadnione wykorzystanie przy dopasowaniu aparatu słuchowego dźwięków naturalnych, pozwalających na testowanie cech psychoakustycznych narządu słuchu, decydujących o jakości percepcji.

Interaktywne procedury dopasowania aparatów słuchowych, bazujące na skalowaniu głośności tonów sinusoidalnych, pasm szumu (procedura WHS) lub dźwięków naturalnych (metoda HGJ – Hojan, Geers, Jezierska), pozwalają wyznaczać niektóre z tych brakujących parametrów [54–60, 79, 88, 151].

Badania związane z zapewnieniem pacjentom wysokiego komfortu akustycznego przy ocenie jakości dźwięku wykazały, że wyselekcjonowane atrybuty oceny jakości dźwięku emitowanego w wolną przestrzeń pokrywają się z atrybutami określonymi przy korzystaniu z aparatów słuchowych [42].

Korzystając z założeń Fastla [41], Kuwano [116], Stevensa [158, 159] i Hellera [58] opracowano metodę dopasowania aparatów słuchowych HGJ, po raz pierwszy bazującą na ocenie skalowania głośności dźwięków naturalnych [63–67, 87, 88, 90–93].

W procesie rehabilitacji słuchu ważne jest śledzenie szybkich fluktuacji czasowych poziomu dźwięku, detekcja słabszych składowych częstotliwościowych, detekcja zmian częstotliwości (wysokości) sygnału. Wszystkie wymienione cechy psychoakustyczne mogą być testowane jednocześnie w oparciu o dźwięki naturalne o złożonej strukturze czasowej i widmowej (muzyka, mowa), np. poprzez wykorzystanie metody HGJ.

Bardzo zaawansowane rozwiązania technologiczne w aparatach słuchowych nie zawsze prowadzą do optymalnego wyniku [7, 27, 95–98, 118, 144, 156].

Szczególnie istotne stają się te problemy w przypadku próby protezowania bardziej złożonych niedosłuchów, np. ubytków odbiorczych, tzw. obszarów martwych [82, 91, 95–98] czy też niedosłuchów powiązanych z szumami usznymi (Tinnitus) [59, 113, 143].

Konieczne jest każdorazowe, indywidualne podejście do pacjenta zarówno ze względu na dobór odpowiedniej procedury dopasowania aparatów słuchowych, jak i wykorzystania ich możliwości technicznych [84, 89].

Wszystkie te zagadnienia nabierają ogromnego znaczenia w codziennej praktyce protetyków słuchu, szczególnie gdy istnieje konieczność pomocy osobom niedosłyszącym o ubytkach słuchu, które nie dają się kompensować na drodze prostych procedur postępowania. Fakt nakładania się na niedosłuch innych dolegliwości staje się dodatkowym utrudnieniem w procesie optymalnego protezowania, co często prowadzi do odrzucenia protezy słuchowej lub wręcz ignorowania istniejącego niedosłuchu.

Uznając wagę problemu, podjęto badania w zakresie oceny:

- roli doboru aparatu słuchowego,
- roli wyboru procedur dopasowania aparatu,
- możliwości wykorzystania procedury dopasowania interaktywnego również w przypadku dzieci w wieku szkolnym,
- szczególnych problemów przy protezowaniu pacjentów z tzw. obszarami martwymi,
- możliwości wykorzystania jednej z metod dopasowania interaktywnego w procesie rehabilitacji osób z implantem ślimakowym.

Każdy z tych problemów jest niezwykle istotny i ważny w codziennej praktyce doboru i dopasowania aparatów słuchowych przez protetyków słuchu. Ciągły postęp technologiczny rozwiązań stosowanych w aparatach cyfrowych, umożliwiając np. rozpoznawanie sygnału mowy na tle szumów zakłócających zarówno na bazie detekcji parametrów modulacji tych sygnałów, jak i ich synchronizacji (w różnych sytuacjach akustycznych) wymaga optymalizacji procedur dopasowania.

Zmiana ustawionych wstępnie parametrów aparatów słuchowych, korygowanych poprzez systemy Dataloging i Datalearning, wymaga modyfikacji początkowych założeń protetyka słuchu. Determinują one efekt końcowy określający stopień zadowolenia pacjenta i są bezpośrednio związane z wyżej wymienionymi problemami. Nie można stwierdzić, który z rozważanych problemów jest najważniejszy. Tylko kompleksowe ich ujęcie pozwala na prawidłowy dobór i dopasowanie aparatów słuchowych, a w konsekwencji poprawę komfortu życia osobie niedosłyszącej.

Celem pracy była próba oceny efektywności wybranych procedur dopasowania różnych aparatów słuchowych (na bazie stosowanych miar i ewentualnie na bazie nowych) w przypadku różnego rodzaju niedosłuchu, jak i ocena możliwości wykorzystania procedury HGJ w procesie protezowania osób dorosłych i dzieci, jak i rehabilitacji słuchu osób z implantem ślimakowym.

W rozdziale 2. przedstawiono ogólne zasady diagnostyki słuchu wskazując na powiązanie wyników badań z możliwością wykorzystania aparatów słu-

chowych dla protezowania niedosłuchu typu przewodzeniowego, odbiorczego i mieszanego, wyodrębniając tzw. obszary martwe.

W rozdziale 3. omówiono podstawowe dane o budowie i działaniu różnego rodzaju aparatów słuchowych i innych pomocy słuchowych, wskazując na możliwości zmian ich parametrów decydujących o efektywności ich działania.

Rozdział 4. prezentuje wybrane zagadnienia dotyczące doboru i dopasowania aparatu słuchowego w zależności od rodzaju patologii, skupiając się w szczególności na procedurach dopasowania określających wybrane parametry aparatów.

Kolejne rozdziały od 5. do 9. prezentują wyniki badań własnych realizujących postawiony cel pracy.

W rozdziałach 10., 11., 12. i 13. przedstawiono kolejno, podsumowanie, piśmiennictwo oraz streszczenia pracy w języku polskim i angielskim.

2. Uszkodzenia słuchu

2.1. Diagnostyka wybranych uszkodzeń słuchu

W ocenie narządu słuchu stosowane są metody psychofizyczne (np. audiometria behawioralna, audiometria tonalna, audiometria słowna), jak i metody obiektywne (np. audiometria potencjałów wywołanych, otoemisja akustyczna, audiometria impedancyjna) [24, 25, 143].

Klasyfikować je można także według innego kryterium, wyróżniając tzw. próby progowe (audiometria tonalna, audiometria potencjałów wywołanych) i nadprogowe (audiometria behawioralna i słowna, impedancyjna, otoemisja akustyczna). Chcąc szczegółowo określić lokalizację uszkodzenia słuchu korzysta się z dodatkowych prób nadprogowych, np. próby oceniającej zdolność różnicowania głośności dźwięku, wskazującej na tzw. efekt wyrównania głośności (recruitment) – próba Lüschera-Zwislockiego, próba SISI.

Występowanie efektu recruitment u osoby słabo słyszającej bardzo utrudnia procedurę optymalizacji doboru i dopasowania aparatu słuchowego dla tej osoby.

Badania audiometryczne wykorzystujące sygnał mowy prowadzą do wyznaczenia tzw. krzywej dyskryminacji, której przebieg i położenie (przesunięcie względem krzywej normowej) są niezwykle uważnie analizowane i stanowią istotne uzupełnienie w stosunku do wyników audiometrii tonalnej będącej ciągle jeszcze punktem wyjścia w procesie doboru i dopasowania aparatu słuchowego [84, 143].

2.2. Obraz niedosłuchów

Poszczególne rodzaje niedosłuchów zostały szczegółowo opisane w literaturze medycznej, [16, 24, 25, 125, 143].

Zastosowanie aparatów słuchowych w przypadkach stwierdzonego ubytku słuchu musi uwzględniać jego specyfikę, a więc przebieg progu słyszenia i krzywej dyskryminacji, ewentualne występowanie efektu recruitment czy też tzw. efektu paracusis Willisi (lepsze słyszenie w hałasie). Bardzo istotna jest również dynamika słyszenia.

Przy ubytkach słuchu typu przewodzeniowego (rezerwa ślimakowa ≥ 15 dB) protezowanie słuchu (po wyczerpaniu procedur medycznych lub w przypadku gdy pacjent nie chce im się poddać) znacznie poprawia słyszenie i zrozumiałość

mowy, nie stwarzając żadnych problemów związanych m.in. z procedurą optymalizacji doboru i dopasowania aparatu słuchowego [14, 72].

W przypadku niedosłuchu odbiorczego jego lokalizacja może być związana ze ślimakiem, ale może być również pozaślimakowa [25, 143]. Wyniki audiometrii tonalnej wskazują na ogół uszkodzenie słuchu w paśmie wyższych częstotliwości, przy braku rezerwy ślimakowej. Krzywa dyskryminacji nie dochodzi do 100% zrozumiałości, często ma postać „przekoziółkowaną” – tzw. krzywa roll over (wraz ze wzrostem poziomu sygnału mowy jej zrozumiałość maleje). Nie zawsze więc wzmocnienie dźwięków wiąże się z poprawą zrozumiałości mowy. Dynamika słyszenia jest ograniczona, często występuje efekt recruitment. Ponieważ prawidłowe kompensowanie słuchu za pomocą aparatu słuchowego u pacjentów z niedosłuchem odbiorczym [155] jest wyjątkowo trudne, konieczne są dalsze badania (m.in. prezentowane w tej pracy), które pozwolą na optymalizację procesu doboru i dopasowania aparatu słuchowego u tych pacjentów.

Niedosłuch typu mieszanego to połączenie niedosłuchu przewodzeniowego i odbiorczego. Wyniki badań audiometrycznych uzależnione są od udziału w niedosłuchu komponentów przewodzeniowych bądź odbiorczych. Tak jak i w przypadku uszkodzeń słuchu typu odbiorczego dobór i dopasowanie aparatu słuchowego pacjentom z uszkodzeniami słuchu typu mieszanego jest dużym wyzwaniem.

2.3. Obszary martwe

Właściwy receptor odbierający fale akustyczne znajduje się w narządzie spiralnym Cortiego. Dysfunkcja zewnętrznych komórek rzęsatych prowadzi do uszkodzenia aktywnego mechanizmu działającego w ślimaku, a w konsekwencji do mniejszego wychylenia błony podstawnej. Uszkodzenie wewnętrznych komórek rzęsatych powoduje zmniejszenie skuteczności przetwarzania wychyleń błony podstawnej na impulsy czynnościowe nerwu słuchowego.

Obszary błony podstawnej, na której wewnętrzne komórki rzęsate nie funkcjonują, nie istnieją lub są zdegenerowane, nazywa się obszarami martwymi [127].

Zakres obszarów martwych wyznacza się poprzez zdefiniowanie częstotliwości charakterystycznych, przypisanych wewnętrznym komórkom rzęsatym i związanych z nimi bezpośrednio neuronom. W zależności od tego jaka część tych komórek leżących na błonie podstawnej jest uszkodzona, można mówić o wysokoczęstotliwościowym czy niskoczęstotliwościowym obszarze martwym. Najczęściej występują wysokoczęstotliwościowe obszary martwe.

Prawidłowa diagnoza zakresu martwych obszarów tylko na bazie audiogramu nie jest możliwa, ponieważ ubytek słuchu w tym obszarze jest nieskończenie duży. Pomimo tego zdarza się, że u osoby z martwym obszarem stwierdza się występowanie progu detekcji tonu. Istnieje bowiem możliwość detekcji drgań

błony podstawnej w obszarze martwym za pomocą neuronów unerwiających zupełnie inny obszar błony; w związku z tym wyniki badania audiometrycznego mogą być niemiarodajne.

Poprawne zdiagnozowanie częstotliwościowych granic martwego obszaru jest szczególnie istotne z punktu doboru parametrów aparatu słuchowego. Głównym celem doboru i dopasowania aparatu słuchowego jest bowiem przywrócenie słyszalności i zrozumiałości mowy w tych pasmach częstotliwości, w których występuje ubytek słuchu. Wiadomo, że wzmocnienie sygnału w wybranych pasmach częstotliwości może prowadzić do polepszenia detekcji sygnału mowy, szczególnie wtedy, gdy ubytki słuchu wynoszą 60 dB HL i więcej lub gdy ubytki słuchu są typowo odbiorcze i związane z poszerzeniem filtrów słuchowych [130].

2.3.1. Diagnozowanie obszarów martwych

Pomimo tego, że przebieg audiogramu nie pozwala jednoznacznie potwierdzić podejrzenia o istnieniu obszarów martwych, to pewne cechy jego przebiegu wskazują na ich obecność. Jeżeli progi słyszenia są rzędu 90 dB HL dla wysokich częstotliwości i około 75 ÷ 80 dB HL dla niskich częstotliwości, to mamy do czynienia najprawdopodobniej z obszarem martwym [1].

Ponieważ wzmocnienie sygnału w obszarze martwym prowadzi do pogorszenia zrozumiałości mowy, a więc do efektu niepożądanego, prawidłowe jego zdiagnozowanie jest niezwykle istotne w przypadku korzystania z aparatu słuchowego [127, 128].

Wyznaczenie częstotliwości granicznych obszaru martwego możliwe jest obecnie na bazie dwóch różnych procedur.

Pierwsza z nich opiera się na pomiarze psychofizycznych krzywych strojenia [163, 164], a druga szumu zrównującego próg [127, 128].

Pomiar psychofizycznych krzywych strojenia polega na wyznaczeniu wielkości poziomu wąskiego pasma szumu zaledwie maskującego ton o poziomie 10 dB SL w funkcji częstotliwości środkowej tego szumu. Krzywa strojenia charakteryzuje się wyraźnym minimum oraz stromo narastającymi zboczami.

Dla osób z prawidłowym słuchem lub z ubytkiem słuchu, ale bez obszarów martwych, minimum krzywej strojenia przypada dla częstotliwości równej lub przybliżonej do częstotliwości tonu maskującego.

Dla osoby z obszarem martwym przesunięcie minimum zmierzonych krzywych w stronę małych częstotliwości wskazuje na istnienie wysokoczęstotliwościowego obszaru martwego, którego dolna częstotliwość graniczna przypada w częstotliwości minimum krzywej strojenia. Próg detekcji w tym obszarze jest nieskończenie duży, a więc żaden sygnał maskujący nie jest efektywny.

Pasma maskujące jest najefektywniejsze wtedy, gdy przypada na granicę pola martwego, co tłumaczy przesunięcie minimum krzywych.

Metoda ta jest bardzo dokładna, ale ze względu na dużą czasochłonność nie jest stosowana w praktyce klinicznej.

Drugą metodą diagnozowania obszarów martwych w ślimaku ucha wewnętrznego jest metoda oparta na pomiarze progu detekcji tonu maskowanego specjalnie zdefiniowanym szumem. Próg detekcji tonu w paśmie 125 ÷ 1500 Hz maskowanego tym szumu u osób prawidłowo słyszających lub z ubytkiem słuchu, ale bez obszarów martwych jest stały. Nazwa tej metody pochodzi od nazwy szumu TEN czyli „threshold equalising noise”; metoda szumu TEN lub metoda szumu wyrównującego próg [129].

Szum TEN charakteryzuje się tym, że w przypadku osób bez obszarów martwych, progowy poziom maskowanego tonu jest równy lub co najwyżej o 10 dB wyższy od umownie przyjętego poziomu tego szumu. Dla tonu przypadającego na zakres częstotliwości, w którym istnieje obszar martwy, próg jego detekcji w obecności szumu TEN jest znacznie wyższy, co najmniej o 10 dB, od całkowitego poziomu szumu TEN.

Metoda testowania obecności obszarów martwych w ślimaku za pomocą szumu TEN jest szybką metodą diagnostyczną, ale niestety nie tak dokładną jak metoda psychofizycznych krzywych strojenia.

W odniesieniu do procedur dopasowania aparatów słuchowych dla osób z obszarami martwymi przypuszcza się, że wzmacnianie sygnału w całym zakresie tego obszaru jest niepożądane. Pewną poprawę zrozumiałości mowy przynosi jedynie wzmocnienie wąskiego zakresu powyżej częstotliwości granicznej obszaru martwego, rzędu 0,5–1 oktawy [127].

Bardzo ważnym etapem w zakresie protezowania obszaru martwego jest dobór odpowiedniej procedury dopasowania aparatu słuchowego przed podjęciem decyzji o wielkości i zakresie częstotliwościowym wzmacnianego sygnału akustycznego – rozdział 8.

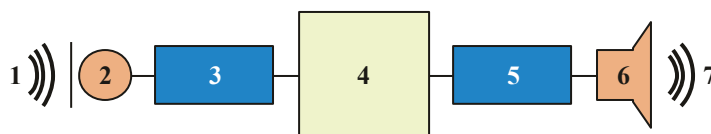
3. Aparaty słuchowe

3.1. Podstawowe elementy składowe aparatu słuchowego

Różne rodzaje patologii słuchu wymagają aparatów słuchowych o różnych parametrach akustycznych.

Każdy aparat słuchowy ma za zadanie skompensować ubytek słuchu pacjenta, poprzez dopasowanie sygnału na wejściu aparatu do resztkowego pola słuchowego osoby słabo słyszającej.

Aparat słuchowy składa się z mikrofonu, wzmacniaczy (przedwzmacniacz mikrofonowy, wzmacniacz sterujący, wzmacniacz końcowy), układów regulujących, słuchawki, baterii zasilającej, rycina 3.1. [6, 13, 16, 37, 62, 69, 71, 73, 119]



Rycina 3.1. Schemat blokowy aparatu słuchowego [84]

gdzie:

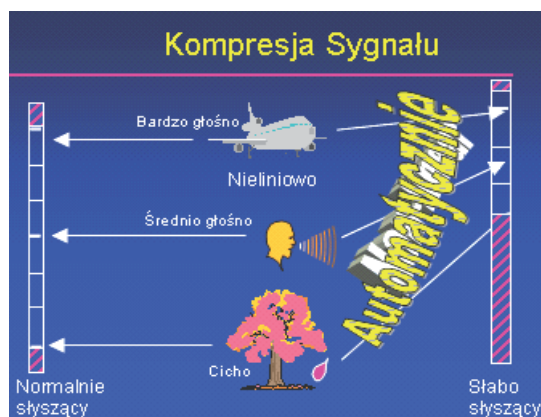
- 1) sygnał wejściowy
- 2) mikrofon
- 3) przedwzmacniacz (przetwornik analogowo-cyfrowy)
- 4) przetwarzanie sygnału: wzmacnianie, filtrowanie, kompresja, ograniczenie
- 5) wzmacniacz końcowy (przetwornik cyfrowo-analogowy)
- 6) słuchawka
- 7) sygnał wyjściowy.

Aparat słuchowy kompensuje przewodzeniowy ubytek słuchu na drodze liniowego wzmocnienia sygnału w całym obszarze słuchowego pola resztkowego pacjenta.

W większości przypadków pacjenci mają jednak uszkodzenia słuchu typu sensorycznego (odbiorczego), niekiedy objawiające się dodatkowo efektem recruitment [143].

W tym przypadku dynamika resztkowego pola słuchowego osoby słabo słyszającej jest znacznie mniejsza niż u osoby o słuchu normalnym.

Dopasowanie dynamiki sygnału wejściowego do dynamiki pola resztkowego pacjenta to główne zadanie aparatu słuchowego, rycina 3.2.



Rycina 3.2. Ilustracja procesu kompresji sygnału akustycznego [85].

3.2. Rodzaje aparatów słuchowych

Różne rodzaje patologii słuchu wymagają różnych aparatów słuchowych zarówno ze względu na ich parametry akustyczne, kształt, jak i sposób noszenia przez pacjenta.

Przyjmując za kryterium podziału aparatów sposób ich noszenia współcześnie można wyodrębnić: aparaty zewnętrzne i wewnętrzne [37, 69].

3.2.1. Aparaty słuchowe zewnętrzne i wewnętrzne

Aparaty słuchowe zewnętrzne skonstruowane są tak, że mikrofon, słuchawka i wzmacniacz znajdują się w jednej obudowie, której kształt umożliwia umiejscowienie ich za uchem.

W aparatach słuchowych zewnętrznych stosuje się elektroniczne układy zintegrowane o maksymalnym wzmocnieniu powyżej 80 dB, co daje na wyjściu aparatu sygnał o poziomie rzędu 140 dB SPL.

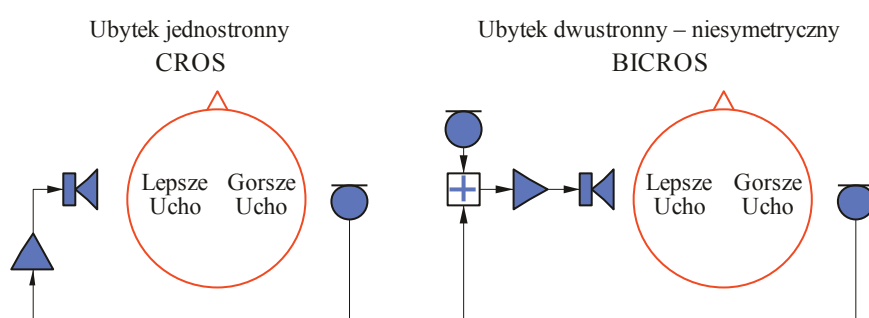
Aparaty słuchowe wewnętrzne zaleca się stosować, gdy wymagane jest szczególnie małe tłumienie sygnału w paśmie wysokich częstotliwości przy niskim poziomie zakłóceń zewnętrznych.

Aparaty słuchowe wewnętrzne można podzielić na:

- małżowinowe (CE),
- pół-małżowinowe (CT),
- wewnątrz-kanałowe (CIC).

W przypadku, gdy tylko jedno ucho ma bardzo duży ubytek, zaleca się lokalizację mikrofonu i słuchawki na różnych stronach głowy. Wtedy na uchu z dużym ubytkiem mocuje się mikrofon aparatu słuchowego i łączy się go elektrycznie ze wzmacniaczem i słuchawką na uchu lepiej słyszącym aparaty typu CROS (Controlateral Routing of Signals), rycina 3.3. [37, 83].

Inne możliwości to zamontowanie po obu stronach głowy mikrofonów i połączenia ich z jednym wzmacniaczem i słuchawką, aparaty typu BICROS (Bilateral Routing of Signals), rycina 3.3.



Rycina 3.3. Aparaty typu CROS i BICROS.

Szczególnym typem aparatów zausznych są aparaty okularowe-kostne, w których w miejscu słuchawki znajduje się wibrator kostny, montowany wprost w oprawkę okularów lub na nią nakładany [37, 69, 84].

Są pacjenci, u których zastosowanie aparatu słuchowego wymaga szczególnie efektywnej transmisji sygnału drganiowego do struktur ucha wewnętrznego. Wtedy najkorzystniejszym rozwiązaniem jest zastosowanie aparatu zakotwiczonego BAHA (Bone Anchored Hearing Aid). W kość wyrostka sutkowatego wszczepia się magnes (samaryt-kobaltowy), który utrzymuje aparat słuchowy w odpowiednim miejscu na wyrostku i przenosi z niego, poprzez skórę, drgania drogą kostną do ucha wewnętrznego [84].

3.2.2. Aparaty słuchowe jedno- i wielokanałowe, jedno- i wieloprogramowe

Układy regulujące w aparatach słuchowych mogą być szerokopasmowe (jeden kanał częstotliwości) lub stanowić układ filtrów (wiele kanałów częstotliwości) [16, 37, 84, 85]. Pozwala to kształtować charakterystykę transmisji aparatu słuchowego, dopasowując ją do przebiegu audiogramu pacjenta.

W najprostszych aparatach słuchowych pacjent ma do dyspozycji jeden zdefiniowany przez producenta zbiór parametrów, kształtujący jego cechy transmi-

sji – *aparat jednoprogramowy*. Możliwość wyboru przez pacjenta (lub w sposób automatyczny) przynajmniej dwóch różnych „zestawów” parametrów w tym samym aparacie słuchowym, charakteryzuje *aparat wieloprogramowy* (poszczególne programy mogą znajdować się w tzw. pamięci cyfrowej).

Programy te eksponują np. słuchanie mowy w określonych warunkach zakłóceń czy też muzyki w określonych warunkach pogłosowych.

Obecnie produkowane są aparaty słuchowe jednokanałowe z jednym i wieloma programami, jak również aparaty wielokanałowe o jednym i wielu programach.

3.2.3. Aparaty słuchowe-cyfrowe

Sygnal akustyczny na wyjściu mikrofonu zostaje spróbkowany (przetwornik A/C) i poddany obróbce cyfrowej (podział na kanały częstotliwościowe, kompresja amplitudy sygnału zmiennej w dziedzinie czasu i w dziedzinie częstotliwości, redukcja szumów, uwypuklenie sygnału mowy, wybór czasów narastania i powrotu układów regulacyjnych) [37, 69, 84, 85]. Tak „przygotowany” sygnał podany zostaje na układ przetwornika C/A i stąd przekazany, już w wersji analogowej, na słuchawkę.

Główne zalety cyfrowych aparatów słuchowych wiążą się ze znacznym ograniczeniem sprzężeń akustycznych, precyzją doboru oczekiwanych w procesie kompensacji ubytku słuchu parametrów transmitowanego sygnału akustycznego, a w szczególności efektywnego polepszenia zrozumiałości mowy.

3.3. Inne protezy słuchowe

Osoby słabo słyszające, używające aparatów słuchowych niekiedy wskazują sytuacje, w których nie spełniają one ich oczekiwań (mały stosunek sygnału do szumu) [21, 37, 69, 84, 169].

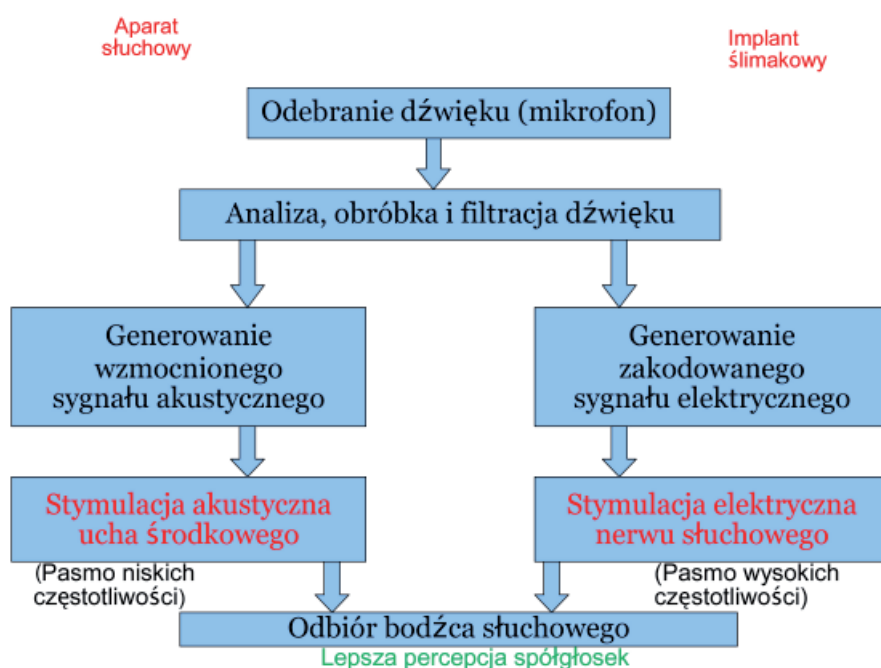
Konieczne jest wtedy używanie wyposażenia dodatkowego, np. urządzeń transmitujących sygnał drogą radiową z telewizora, radia itp. bezpośrednio (lub pośrednio) do aparatu słuchowego. Kolejna grupa urządzeń wspomagających, to takie, które sygnalizują dźwięk: telefonu, dzwonka u drzwi, alarmu, przywołania, budzika – poprzez sygnał świetlny [19, 37, 69, 78, 126, 146, 166].

Wiele aparatów słuchowych ma tzw. wejście Audio, które pozwala podłączyć je bezpośrednio poprzez kabel do innych urządzeń elektroakustycznych (odtwarzacz CD itp.).

W przypadku gdy uszkodzenie słuchu zostanie zlokalizowane w ślimaku lub w wyższych piętrach słuchowych, konieczne jest zastosowanie innego rodzaju protezy słuchowej – implantów ślimakowego lub pniowego [69, 85, 143].

Podczas operacji chirurg wszczepia pod skórę elementy implantu ślimakowego. Odbiornik/stymulator umieszczony jest w kości bezpośrednio za uchem, a elektrody wprowadzane są do ślimaka. Operacja trwa 2–3 godziny i niesie ze sobą niewielkie ryzyko, a odsetek występujących komplikacji jest nieduży.

Na rycinie 3.4. przedstawiono schemat drogi sygnału akustycznego w aparacie słuchowym i w implancie.



Rycina 3.4. Droga sygnału akustycznego w aparacie słuchowym i w implancie [85].

Pomimo tego, że w przypadku aparatu słuchowego ma miejsce stymulacja akustyczna, a w przypadku implantu stymulacja elektryczna, percepcja na poziomie kory słuchowej prowadzi do wrażenia słuchowego. Badając odpowiedzi z kory słuchowej potwierdzono, że obszar ten może być też pobudzany równocześnie przez dwa typy bodźców [85].

W 2005 roku wprowadzono na rynek procesor łączący funkcję aparatu słuchowego i technologię systemu implantu ślimakowego w jednym urządzeniu – stymulacja hybrydowa. Można również protezować binauralnie słuch, stosując implanty ślimakowe w obu uszach lub w jednym uchu aparat słuchowy, a w przeciwnym implancie ślimakowy (system bimodalny).

Tak więc stymulacja elektryczno-akustyczna może odbywać się w systemie:

- hybrydowym – jednostronny implant + aparat w tym samym uchu (czasem w obu uszach),
- bimodalnym – aparat słuchowy w jednym, a implant ślimakowy w drugim uchu.

W przypadku występowania całkowitej głuchoty będącej wynikiem pojawienia się guzów nerwu VIII, których następstwem jest uszkodzenie samego nerwu słuchowego, stosowane są wszczepy pniowe (ABI).

Matryca elektrod implantu pniowego umieszczana jest w zachyłku bocznym czwartej komory mózgu, w okolicy jądra ślimakowego brzuszego. Zarówno sposób przetwarzania, jak i kodowanie sygnału, rozwiązania konstrukcyjne oraz metody dopasowania implantów ślimakowych i pniowych są podobne.

4. Dopasowanie aparatu słuchowego

4.1. Czynniki określające potrzebę stosowania aparatu słuchowego

Wymagania stawiane aparatom słuchowym należy przede wszystkim rozpatrywać w kontekście potrzeb i oczekiwań pacjenta po protezowaniu słuchu [13, 16, 17, 18, 37, 43, 48, 60, 61, 69, 72, 78, 83, 84, 85, 89, 112, 157, 165].

Bardzo jednak istotne są również wymagania natury fizyczno-psychoakustycznej, które pozwalają ocenić aparat słuchowy jako narzędzie techniczne.

Pacjent powinien być poinformowany o zaletach i ewentualnych niedogodnościach protezowania konkretnym typem aparatu słuchowego.

Dobrze dobrany i dopasowany aparat słuchowy może znacznie zrekompenzować ubytek słuchu, a w szczególności poprawić odbiór mowy w hałasie, jak i poprawić kierunkowość percypowanego sygnału (szczególnie w przypadku głębokich niedosłuchów).

Decyzja o konieczności protezowania za pomocą aparatu słuchowego powinna być podjęta jeśli są spełnione następujące warunki [143]:

- dla ucha lepiej słyszącego utrata słuchu wynosi 30 lub więcej [dB HL] w paśmie częstotliwości 0,5–3 kHz,
- rozumienie mowy lepiej słyszącym uchem nie jest większe niż 80% wyrazów jednosylabowych przy poziomie 65 [dB SPL] – audiometria mowy.

Wynikiem protezowania aparatem słuchowym narządu słuchu powinna być poprawa zrozumiałości mowy, a w przypadku głębokich niedosłuchów możliwość lepszej oceny kierunkowości percypowanego sygnału.

4.2. Wybór i dopasowanie aparatu słuchowego

Metodyka doboru, a następnie dopasowania aparatu słuchowego ma już ponad 50-letnią historię. Wprowadzenie w latach 80. dwudziestego wieku systemów pomiarowych z sondą mikrofonową, wspomaganych komputerowo, pozwoliło na obiektywizację procedur doboru parametrów w aparatach słuchowych [21, 36, 44–46, 48, 51, 52, 54–60, 72, 80, 81, 85].

4.2.1. Procedury doboru aparatu słuchowego

Wszystkie znane procedury dopasowania aparatu słuchowego mają na celu przede wszystkim taki jej wybór spośród wszystkich istniejących, by optymalnie skompensować ubytek słuchu pacjenta.

Procedury te wykorzystują nieraz bardzo różniące się reguły obliczeniowe, uwzględniające różne parametry elektroakustyczne i różne cechy narządu słuchu [8, 16, 17, 21, 23, 30, 36, 37, 39, 60, 61, 69, 74, 84, 85, 112, 120, 148, 169, 171].

Wykorzystywane obecnie procedury wyboru i dopasowania aparatu słuchowego dążą do tego by poziom odtwarzania sygnału akustycznego pokrywał się z poziomem tzw. przyjemnego (komfortowego) odbioru (MCL). Poziom ten musi znacznie przekraczać wartości progu słyszalności, przy czym jego maksymalna wartość (MPO) musi mieć wartość niższą od poziomu przypisanego progowi niewygody (UCL).

Stosowane metody dopasowania aparatów słuchowych można podzielić na dwie grupy:

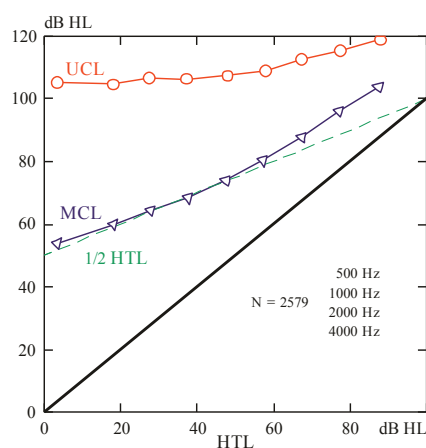
- oparte na wynikach audiometrii tonalnej,
- bazujące na percepcji (np. skalowaniu głośności) sygnałów akustycznych (tony, szумы, dźwięki naturalne).

Przy tworzeniu reguł obliczeniowych określających wielkość wzmocnienia skutecznego aparatu, jak i innych jego parametrów (najnowsze wykorzystują modele sieci neuronowych), w każdej konkretnej metodzie, uwypukla się dodatkowo główny jej cel – maksymalizację zrozumienia mowy lub maksymalizację komfortu akustycznego użytkownika aparatu [16, 37, 84, 169, 170].

4.2.1.1. Procedury bazujące na wynikach badań audiometrii tonalnej

Klasyczne procedury dopasowania aparatu słuchowego oparte na wynikach audiometrii tonalnej można podzielić na:

1. Reguły bazujące na przebiegu progu słyszalności; stanowią modyfikację reguły Lybargera, która mówi, że przy zakłóceniu procesu słyszenia wymagane wzmocnienie sygnału przywracające warunki przyjemnego słyszenia (na poziomie MCL) równe jest połowie wielkości ubytku słuchu $\frac{1}{2}$ HTL, rycina 4.1.



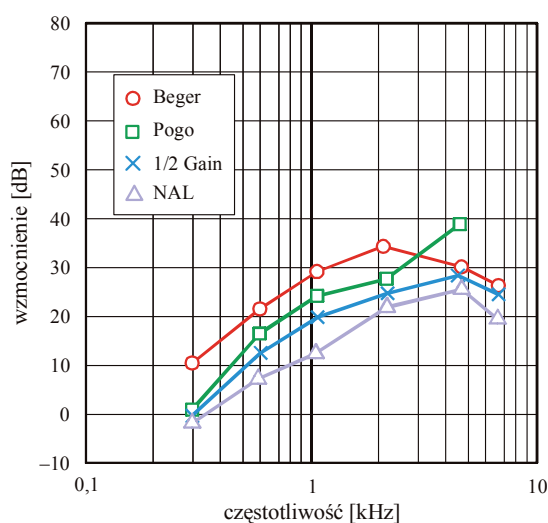
Rycina 4.1. Reguła Lybargera [84].

Zalicza się do nich np. metoda: BERGERA, NAL (z modyfikacjami), POGO 1 i POGO2, LIBBY [84].

2. Reguły bazujące na przebiegu poziomym przyjemnego odbioru (MCL), np. metoda Kellera [84].

Metody te pozwalają wyznaczyć skuteczne wzmocnienie aparatu słuchowego (IG) lub jego tzw. wzmocnienie funkcjonalne.

Prowadzą one do istotnych różnic np. w przebiegu charakterystyk wzmocnienia skutecznego aparatu słuchowego dla wybranego pacjenta, rycina 4.2.

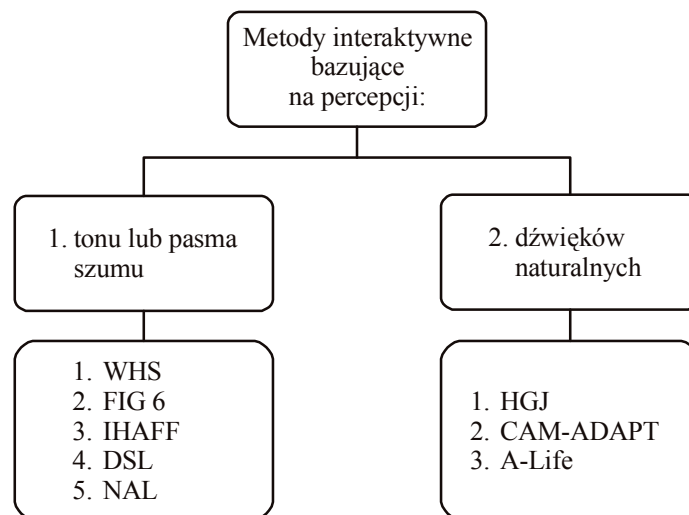


Rycina 4.2. Wzmocnienie skuteczne aparatu słuchowego dla wybranego pacjenta, wyliczone według różnych metod klasycznych [84].

Różnice pomiędzy wartościami wzmocnień wyliczone na podstawie tych metod dochodzą do 20 dB, a więc są bardzo duże i mogą zasadniczo wpłynąć na ocenę efektywności dopasowania aparatu słuchowego przez pacjenta.

4.2.1.2. Procedury interaktywne bazujące na percepcji tonów lub pasm szumu

Podział interaktywnych metod doboru aparatów słuchowych przedstawia rycina 4.3., z wprowadzoną dodatkowo, w stosunku do oryginału [84] metodą NAL.



Rycina 4.3. Interaktywne metody dopasowania aparatów słuchowych.

Metody FIG 6, IHAF, CAM-ADAPT, A-Life szczegółowo opisano w literaturze problemu [7, 18, 22, 30, 31, 36, 44, 84, 93].

4.2.1.2.1. Metoda WHS

Metoda WHS bazuje na ocenie atrybutu głośności [3, 32, 55–59, 75, 104, 105, 107–110, 114, 117, 123, 141, 145, 158–160, 172].

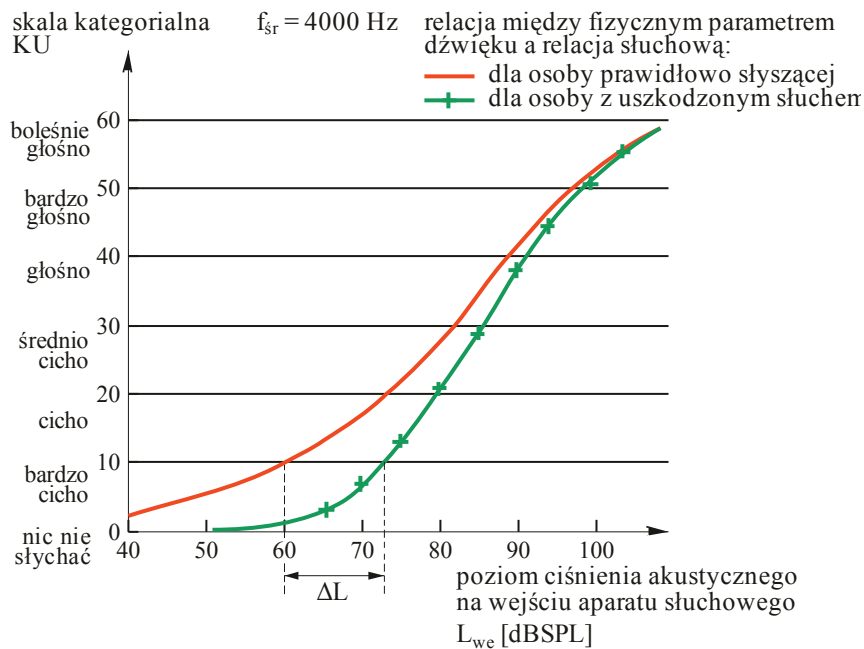
Punktem wyjścia tej metody jest założenie Stevensa (sformułowane przy prezentowaniu metody „Cross-Modality Matching”) wskazujące na istnienie sprzężenia między wartością skali kategoryjnej i odczuciem subiektywnym, jednakowe dla ludzi ze słuchem normalnym i patologicznym.

Szczegóły tej metody opracowali Moser i Hellbrück [56].

W ramach metody WHS:

- pacjentowi (bez aparatów słuchowych) prezentowane są wycinki szumu białego (częstotliwość środkowa wycinka szumu zmienia się w zakresie $500 \div 6300$ Hz), o szerokości tercji i czasie trwania 2 s; warunki pola swobodnego,
- poziom ciśnienia akustycznego sygnału zmienia się od $20 \div 90$ dB SPL w skokach 10 dB,
- zadaniem pacjenta jest określenie wrażenia głośności na skali ocen kategoryjnych (KU), rycina 4.4.

Na rycinie 4.4. przedstawiono skalę kategoryjnej oceny głośności dźwięku w funkcji poziomu ciśnienia akustycznego sygnału dla osób o słuchu normalnym i patologicznym.



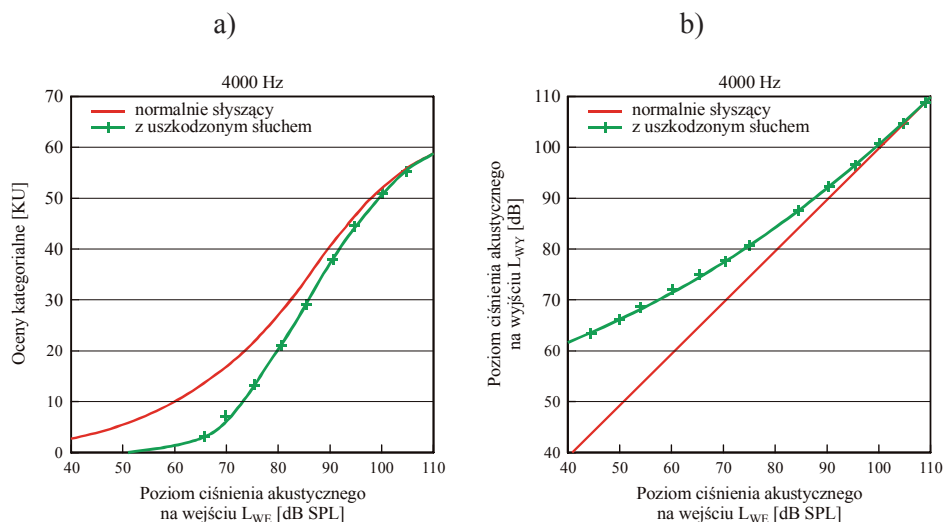
Rycina 4.4. Kategorialna ocena głośności sygnału akustycznego w funkcji jego poziomu ciśnienia akustycznego [56, 63].

Z przebiegu krzywych na rycinie 4.4. można odczytać poziomy głośności, którym osoba z normalnym słuchem i osoba z ubytkiem słuchu przypisują tę samą wartość na skali kategorialnej.

Różnica tych poziomów głośności wprost wskazuje na wielkość ubytku słuchu.

Metoda WHS stosowana jest przede wszystkim przy uszkodzeniu odbiorczym z efektem wyrównania głośności [25, 49, 50].

Porównanie przebiegów krzywych z ryciny 4.4 pozwala określić charakterystykę dynamiczną resztkowego pola słuchowego pacjenta, rycina 4.5.a, czyli jednocześnie charakterystykę dynamiczną aparatu słuchowego, rycina 4.5.b.



Rycina 4.5. Charakterystyka resztkowego pola słuchowego dla danej osoby ze słuchem patologicznym – a) oraz wynikająca z niej charakterystyka dynamiczna aparatu słuchowego – b), dla sygnału o częstotliwości 4000 Hz [56, 63].

Na podstawie krzywych z ryciny 4.5. można wyznaczyć również szereg innych parametrów aparatu słuchowego, takich jak jego charakterystykę transmisji (w funkcji pojedynczych częstotliwości), charakterystykę wzmacnienia, punkt włączenia układu AGC_O, punkt włączenia układu PC, wielkość kompresji sygnału.

W przypadku gdy pacjent ma uszkodzenie słuchu typu przewodzeniowego, odpowiednia krzywa skalowania głośności na rycinie 4.5.a – dolna – przesunięta jest równoległe do krzywej normowej, technicznie prostsze dopasowanie (aparatu liniowy).

Wady metody WHS, to przede wszystkim: stosowanie dźwięków syntetycznych – stacjonarnych, skokowa zmiana poziomu głośności sygnału, otrzymane parametry aparatu słuchowego zdefiniowane są wyłącznie dla pojedynczych częstotliwości sygnałów użytych w badaniach.

4.2.1.3. Procedury interaktywne bazujące na percepcji dźwięków naturalnych

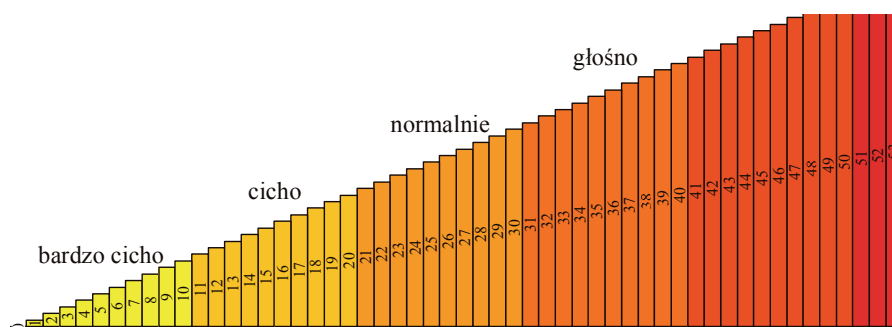
4.2.1.3.1. Metoda HGJ

Metoda HGJ (Hojan – Geers – Jezierska), która w terminologii angielskiej przyjęła nazwę NSLE [46], bazuje na ocenie kategoryjalnej zmian głośności w funkcji wejściowego poziomu ciśnienia akustycznego (LE) dźwięków naturalnych oraz w funkcji czasu [40–46, 63–69, 82, 87, 88, 90, 94, 99, 110, 114, 117, 160].

Metoda ta korzysta z założeń badań Fastl'a [41] (śledzenie zmian głośności w czasie), Stevensa [158, 159] (sprzężenie absolutne między wartościami skali, a odczuciem subiektywnym) oraz Kuwano i Namby [116], którzy wykazali, że percepcja sygnału dźwiękowego odbywa się nie tylko za pomocą słuchu, ale także zmysłu wzroku.

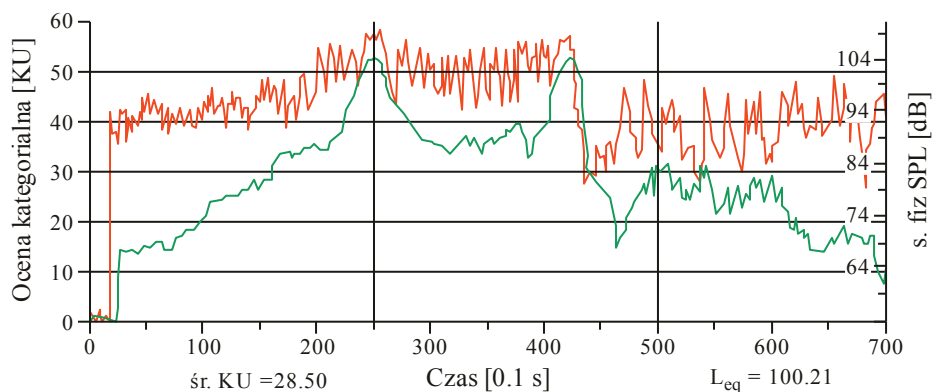
Naturalny sygnał akustyczny (np. dźwięki muzyki, hałas uliczny) wykorzystywany w metodzie HGJ (podawany słuchaczowi poprzez słuchawki) jest uprzednio próbkowany z częstotliwością 44,1 kHz, a uzyskane wartości amplitudy sygnału zapamiętane w pamięci komputera. Zadaniem słuchacza jest śledzenie słuchem zmian głośności sygnału i wskazanie na skali ocen kategorialnych punktu odpowiadającego bieżącym wartościom, rycina 4.6. Wartości amplitudy sygnału zarejestrowane w pamięci komputera są porównywane z wartościami wskazań na skali ocen kategorialnych, rycina 4.7. Pomiar średniego czasu reakcji prostej słuchacza na sygnały akustyczne o stałym poziomie ciśnienia akustycznego (5 sygnałów akustycznych o losowo dobranej częstotliwości) dokonany na początku testu ustala wspólny punkt zerowy na osi czasu [86,101]. Zestawienie wyników pomiarów dla osób ze słuchem normalnym i patologią słuchu pozwala wyznaczyć m.in. wzmocnienie sygnału na wyjściu aparatu słuchowego, w funkcji częstotliwości oraz szereg innych parametrów ustawień aparatu słuchowego, które gwarantują optymalną kompensację danego ubytku słuchu.

Zadaniem pacjenta w metodzie HGJ jest odsłuchanie, wcześniej zarejestrowanego w technice cyfrowej sygnału testowego (z częstotliwością próbkowania 44,1 kHz) i wskazanie jego poziomu percepcji (za pomocą myszki komputera), na skali kategorialnej oceny głośności – znajdującej się na ekranie komputera, rycina 4.6.



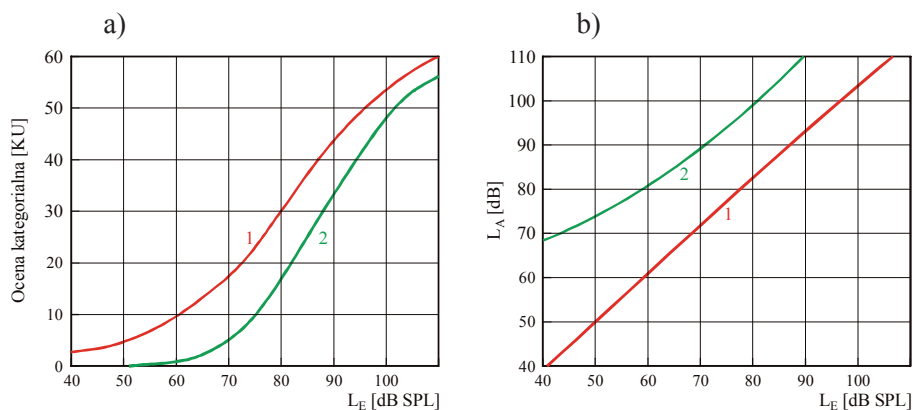
Rycina 4.6. Skala ocen kategorialnych na ekranie monitora [39, 40, 88].

Wskazania pacjenta rejestrowane są automatycznie w pamięci komputera, rycina 4.7.



Rycina 4.7. Zmiany poziomu ciśnienia akustycznego sygnału (górna krzywa) i odpowiadające im zmiany oceny głośności (dolna krzywa) dla danego dźwięku [39, 40, 88].

Po odpowiedniej obróbce rejestrowanych danych otrzymuje się wartości liczbowe wskaźnika KU oceny kategorialnej głośności fragmentu sygnału dźwiękowego (np. muzyki) w funkcji zmian jego poziomu wejściowego L_E , rycina 4.8.a, następnie charakterystykę dynamiczną aparatu słuchowego konieczną dla prawidłowej percepcji tego sygnału przez danego pacjenta, rycina 4.8.b.



Rycina 4.8. a) Ocena kategorialna zmian głośności sygnału dźwiękowego (KU) w funkcji jego poziomu wejściowego (L_E), b) Charakterystyka dynamiczna aparatu słuchowego (2), przewidzianego dla danej osoby ze słuchem patologicznym, dla wybranego sygnału dźwiękowego: 1 – norma, 2 – patologia [39, 40, 75].

Na bazie metody HGJ można obliczyć oczekiwane (w odniesieniu do ubytku słuchu danego pacjenta i różnych sygnałów wejściowych, np. muzyki, hałasu ulicznego itd.) parametry aparatu słuchowego, jak np. wzmocnienie aparatu, parametry kompresji, punkt włączenia układów regulujących i ograniczających sygnał na wyjściu aparatu, jak i inne parametry – analogicznie jak w metodzie WHS.

Wyznaczyć można również wielkość ubytku słuchu pacjenta w funkcji częstotliwości (wynik z dokładnością ± 5 dB taki jak w przypadku klasycznej audiometrii tonalnej).

4.2.1.4. Metoda DSL

Metoda DSL – pożądanego poziomu ciśnienia sygnału akustycznego na wyjściu aparatu słuchowego – wskazuje na konieczne wartości wzmocnienia tego sygnału w funkcji częstotliwości w zależności od wielkości ubytku słuchu. Ten pożądaný poziom ciśnienia akustycznego (DSL) bazuje na progu percepcji mowy w powiązaniu z tzw. poziomem percepcji komfortowej MCL u osób dorosłych [8, 103, 139] oraz zdolnością zrozumienia mowy przez dzieci z ubytkiem odbiorczym słuchu [47, 134].

W roku 1995 opisano algorytm określający pożądaný poziom ciśnienia akustycznego w relacji wejście/wyjście sygnału w aparacie słuchowym – DSL wejście/wyjście – metoda $DSL_{1/0}$ [29]. Pozwala ona na obliczenie wymaganego (pożądanego) poziomu ciśnienia akustycznego na wyjściu (przy podanym sygnale wejściowym) aparatu słuchowego z funkcją WDRC – szerokiego zakresu kompresji. Reguła $DSL_{1/0}$ dopuszcza krzywoliniowy przebieg funkcji kompresji oraz uwzględnia efekt wyrównania głośności (recruitment). Metoda ta została wykorzystana w algorytmach dopasowania aparatów słuchowych proponowanych przez większość producentów aparatów. Obecnie dokonuje się szeregu modyfikacji zarówno reguły DSL jak i $DSL_{1/0}$, szczególnie w przypadku dopasowania aparatów słuchowych niemowlętom i dzieciom [103].

Dane literaturowe dotyczące wykorzystywania procedury $DSL_{1/0}$ w dopasowaniu aparatów słuchowych u osób dorosłych nie są jednoznaczne.

Niektórzy autorzy [153] wskazują na ocenę ogólnie pozytywną tej procedury, a inni [137] podkreślają dobrą zrozumiałość mowy, przy czym wskazują jednocześnie na zbyt wysoką głośność sygnału wyjściowego, gdy poziom sygnału wejściowego jest duży.

Zazwyczaj procedurze tej, w porównaniu do innych, przypisuje się mniejsze wzmocnienie „docelowe” (target amplification) preferowane przez osoby dorosłe.

Konieczne wydaje się prowadzenie dalszych badań wskazujących na efektywność tej metody w konkretnych przypadkach klinicznych, co między innymi zostało przedstawione w niniejszej pracy.

4.2.1.5. Metoda NAL

W metodach dopasowania aparatów słuchowych bazujących na regule NAL, a więc w metodzie NAL, NAL-R, NAL-NL1 dąży się do wyrównania głośności poszczególnych składowych częstotliwościowych sygnału mowy [168]. Według Dillona [34, 35] zrównanie takie zapewnia maksymalną zrozumiałość mowy.

Pierwsza z tych metod opracowana w roku 1976 [20] wyrównywała głośność wszystkich wzmacnianych składowych częstotliwościowych sygnału mowy do jej głośności całkowitej. Okazało się, że przy komfortowym poziomie percepcji mowy poszczególne składowe częstotliwościowe nie były jednak dostatecznie głośne. Składowe z dolnego pasma częstotliwości były wzmacniane niedostatecznie mocno w porównaniu do składowych z pasma częstotliwości średnich i wysokich. Rewizja tej procedury doprowadziła w roku 1986 do opracowania reguły NAL-R, która stała się bardzo popularna przy dopasowaniu aparatów słuchowych osobom o łagodnym i umiarkowanym ubytku słuchu.

Rozwinięciem tej metody była reguła NAL-RP [23], której stosowanie jest również możliwe przy ubytkach dużych i głębokich.

Metoda NAL-NL1 [168] bazuje na założeniu o konieczności wyrównania głośności składowych częstotliwościowych mowy, przystosowana jest do aparatów słuchowych z kompresją oraz uwzględnia uzupełnienia, które pojawiły się w metodzie NAL-RP, pozwalając na stosowanie również do ubytków dużych i głębokich.

Śledząc rozwój metody NAL-NL1 zwraca uwagę wyróżnienie pojęcia „słyszalność” i „efektywna słyszalność”. „Słyszalność” sygnału w sposób prosty wiąże się poprzez jego poziom z progiem słyszalności. „Efektywną słyszalność” natomiast można wiązać ze zdolnością do wyróżnienia – zdefiniowania słyszanego sygnału, a w przypadku mowy do jej zrozumienia. W zależności od wielkości ubytku słuchu te dwie wielkości są ze sobą w różny sposób powiązane.

Stosowane obecnie wersje reguły NAL-NL1 określają tzw. wzmocnienie docelowe (przy danym ubytku słuchu) dla różnych poziomów wejściowych sygnału, dążąc do maksymalnej „efektywnej słyszalności”.

Również w tym przypadku uzasadnione wydaje się prowadzenie dalszych badań optymalizujących stosowanie metody NAL-NL1 w konkretnych przypadkach ubytku słuchu, co także było przedmiotem badań prezentowanej pracy.

5. Wpływ typu aparatu słuchowego na widmo transmitowanego sygnału

Bogata oferta aparatów słuchowych, dostępnych obecnie na rynku, sprawia, że protetyk słuchu często ma trudności z wyborem właściwego aparatu. Niekiedy decydując się na wybór danej protezy nie zdaje sobie w pełni sprawy z konsekwencji zastosowanych rozwiązań technicznych w konkretnym aparacie słuchowym [5, 15, 38, 52, 71].

Jednym z najważniejszych parametrów aparatu słuchowego jest sposób przetwarzania przez niego sygnałów (rola czasów narastania i powrotu układów regulujących) [80].

W kolejnym etapie badań własnych zilustrowano problem zmiany widma sygnału wejściowego przez aparaty słuchowe różnych firm, na przykładzie kompensacji wybranego przypadku niedosłuchu odbiorczego [155].

5.1. Metodyka badań

Nagrano sygnały mowy rejestrowane na wyjściu różnych aparatów słuchowych (w układzie sztucznej głowy), zaprogramowanych do kompensacji wybranego arbitralnie niedosłuchu.

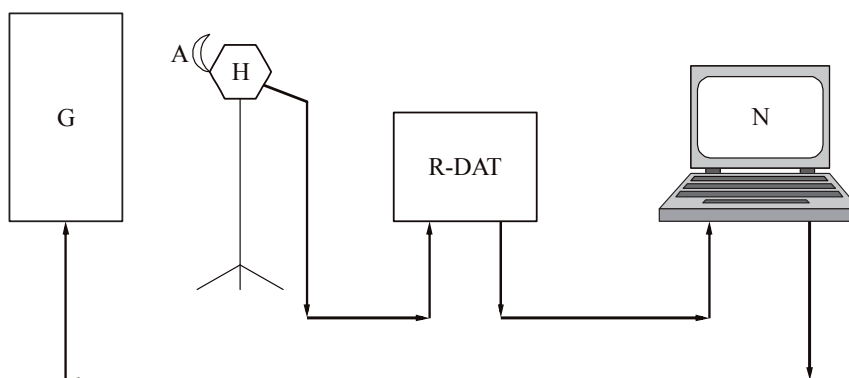
Kolejnym etapem badań była analiza widmowa tychże dźwięków.

5.1.1. Układ pomiarowy

Pomiary wykonywane były w kabinie akustycznej, w której poziom tła akustycznego wynosił 44 dB SPL, [32 dB A].

W skład aparatury pomiarowej wykorzystanej do przeprowadzenia pomiarów wchodziły:

- układ nadawczy:
 - przenośny komputer – NOTEBOOK firmy ARISTO, model 8800,
 - głośnik firmy HIFIVOX, model EA 4585,
 - różne typy aparatów słuchowych;
- układ odbiorczy:
 - sztuczna głowa Neumann typu KU 100,
 - magnetofon cyfrowy R-DAT firmy SONY, model TCD-D10 PRO,
 - przenośny komputer NOTEBOOK firmy Aristo, model 8800.



Rycina 5.1. Schemat połączeń aparatury wykorzystanej w pomiarach
gdzie:
G głośnik
H sztuczna głowa
A aparat słuchowy
R-DAT magnetofon cyfrowy
N notebook.

Układ pomiarowy działał według następującego schematu:

Z komputera N podawano kolejno sygnały mowy oznaczone od 1 do 6. Sygnały te docierały do głośnika G, który generował je do kabiny akustycznej. W odległości 1,2 m od głośnika znajdowała się sztuczna głowa H, posiadająca wmontowany mikrofon. Na sztuczną głowę kolejno zakładane były różne typy aparatów słuchowych. Za pomocą mikrofonu znajdującego się w sztucznej głowie, dokonywano pomiarów i rejestracji dźwięków generowanych przez wybrany aparat słuchowy oraz dźwięku dochodzącego bezpośrednio z głośnika G. Na wyjściu sztucznej głowy dokonywano zapisu przetworzonego sygnału na magnetofonie cyfrowym R-DAT. Sygnały zapisane na taśmie magnetofonu cyfrowego poddano obróbce i zapisano w pamięci komputera.

5.1.2. Dane techniczne badanych aparatów słuchowych

W części pomiarowej wykorzystano cztery różne typy aparatów słuchowych pochodzące z różnych firm. Aby nie ujawniać ich dokładnych nazw oraz nie wymieniać producentów, oznaczone one zostały jako aparat A, B, C i D.

- Dane techniczne **aparatu słuchowego A:**
 - ▣ aparat zauszny
 - cyfrowy, dwukanałowy,
 - dwa programy słyszenia,
 - wzmacnienie maksymalne: 67 dB,
 - maksymalny poziom wyjściowy: 130 dB SPL,
 - pasmo przenoszenia: 110–6100 Hz,
 - cewka telefoniczna,
 - wejście AUDIO,
 - wielkość baterii: 13.
- Dane techniczne **aparatu słuchowego B:**
 - ▣ aparat zauszny
 - cyfrowy, dwukanałowy,
 - jeden program słyszenia,
 - wzmacnienie maksymalne dla poziomu wejściowego 50 dB SPL – V_{\max}
= 47 dB, dla poziomu 60 dB SPL – V_{\max} = 55 dB,
 - maksymalny poziom wyjściowy: 124 dB SPL,
 - pasmo przenoszenia: 100–6000 Hz,
 - pobór prądu: 0,75 mA,
 - potencjometr VC,
 - cewka telefoniczna,
 - wejście AUDIO,
 - wielkość baterii: 13.
- Dane techniczne **aparatu słuchowego C:** cyfrowy, 20-kanałowy
 - ▣ aparat zauszny
 - pięć programów słyszenia,
 - wzmacnienie maksymalne: 55 dB,
 - maksymalny poziom wyjściowy: 130 dB SPL,
 - pasmo przenoszenia: 100–6700 Hz,
 - pobór prądu: 1,35 mA,
 - cewka telefoniczna,
 - wielkość baterii: 13.
- Dane techniczne **aparatu słuchowego D:** cyfrowy, dwukanałowy
 - ▣ aparat zauszny
 - trzy programy słyszenia,
 - wzmacnienie maksymalne dla poziomu wejściowego 50 dB SPL – V_{\max}
= 56 dB, dla poziomu wejściowego 60 dB SPL – V_{\max} = 65 dB,
 - maksymalny poziom wyjściowy: 125 dB SPL,
 - pasmo przenoszenia: 200–5200 Hz,
 - pobór prądu: 0,65 mA,
 - cewka telefoniczna,
 - wielkość baterii: 13.

5.2. Dobór parametrów aparatów słuchowych oraz sygnałów testowych

Aby dokonać kompensacji wybranych ubytków słuchu, każdy z badanych aparatów słuchowych został odpowiednio zaprogramowany. Dokonano tego za pomocą systemu komputerowego – NOAH z wykorzystaniem działających w tym środowisku programów poszczególnych firm akustycznych, ujednolicając tylko metodę dopasowania – na NAL-NL1, tak aby wszystkie aparaty słuchowe były dopasowane tą samą procedurą.

Zadaniem wszystkich 4 aparatów słuchowych była kompensacja tego samego odbiorczego ubytku słuchu.

Sygnały zastosowane w badaniach to sygnały mowy. Pierwsze trzy sygnały to głos kobiety (1, 2, 3), a kolejne to głos mężczyzny (4, 5, 6) o następujących cechach:

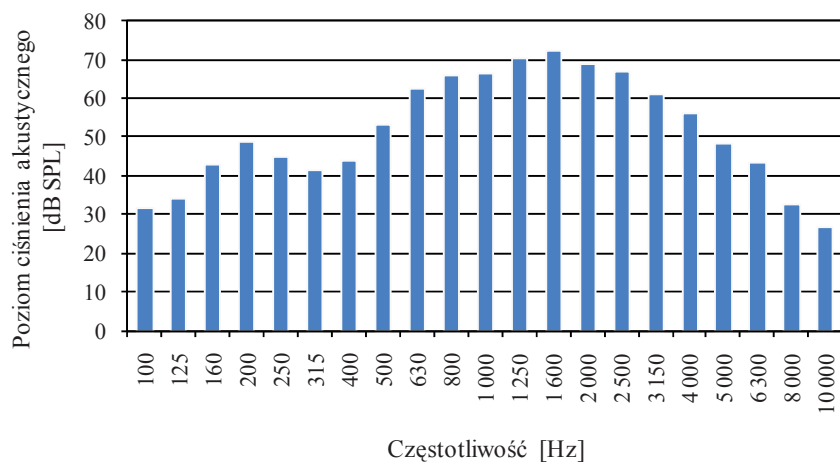
- sygnały 1. i 4. – głosy w ciszy,
- sygnały 2. i 5. – głosy przy obecności zakłóceń o stosunku poziomu sygnału do szumu [S/N] 0 i 3 dB,
- sygnały 3. i 6. – głosy przy obecności zakłóceń o stosunku poziomu sygnału do szumu [S/N] 5 i 8 dB.

5.3. Analiza widm sygnałów na wyjściu aparatów słuchowych

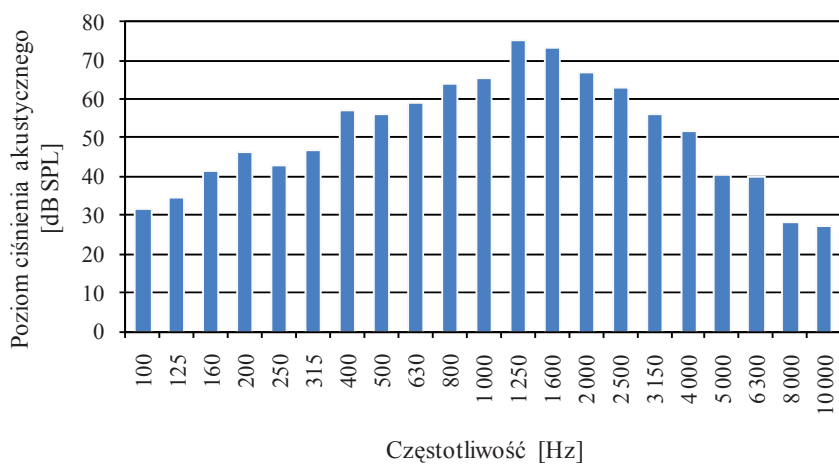
W celu dokonania analizy widm sygnałów generowanych przez odpowiednio zaprogramowane aparaty słuchowe wykorzystano program komputerowy Artemis wersja 4.00.100.

Poniżej zaprezentowano wybrane wyniki analizy widmowej sygnału na wyjściu kolejnych aparatów słuchowych, w przypadku gdy zostały one zaprogramowane do kompensacji wybranego zasymulowanego niedosłuchu odbiorczego.

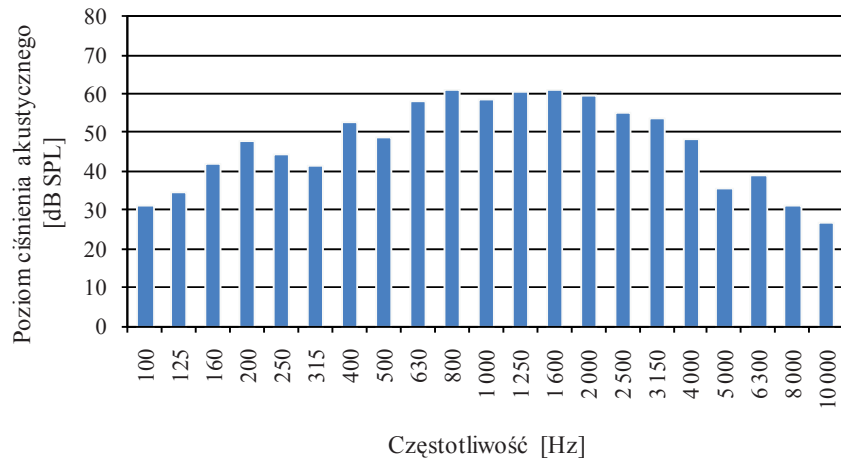
Na rysunkach 5.2.–5.5. przedstawiono widma sygnału 2. (głos kobiety, obecne zakłócenia S/N = 0 dB) otrzymane z przetwarzania tego sygnału przez wszystkie cztery aparaty słuchowe wykorzystane w niniejszej pracy w przypadku zasymulowanego niedosłuchu odbiorczego.



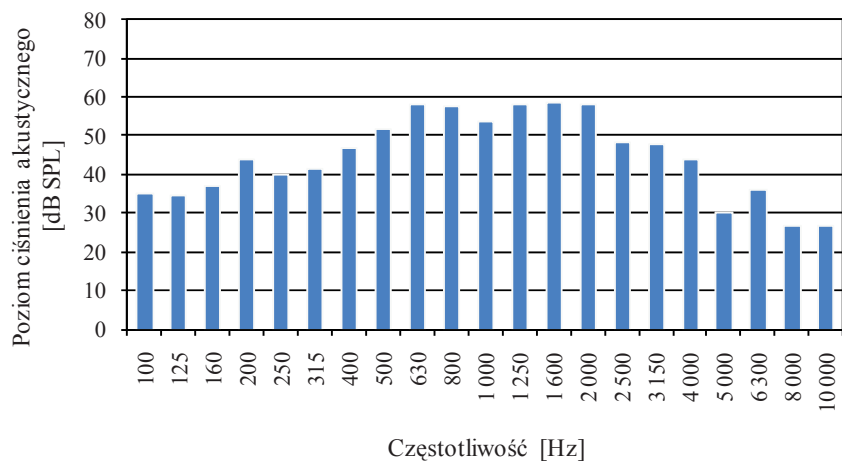
Rycina 5.2. Sygnał 2., aparat A, niedosłuch odbiorczy.



Rycina 5.3. Sygnał 2., aparat B, niedosłuch odbiorczy.

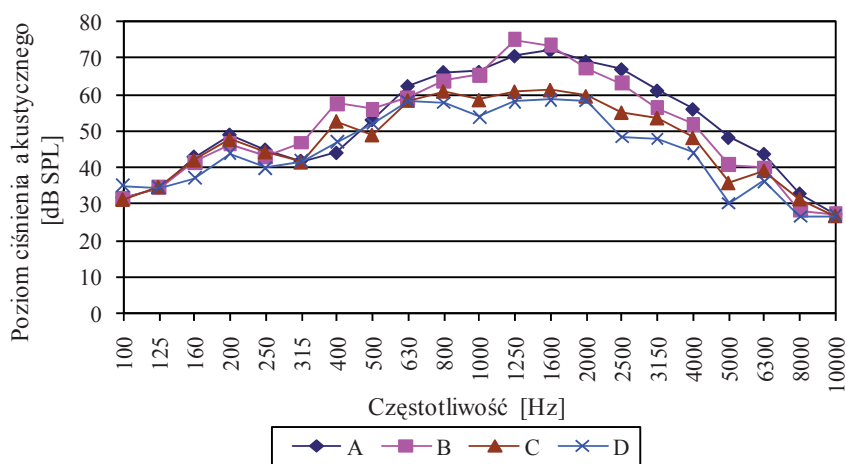


Rycina 5.4. Sygnał 2., aparat C, niedosłuch odbiorczy.



Rycina 5.5. Sygnał 2., aparat D, niedosłuch odbiorczy.

Na rycinie 5.6. zaprezentowano sumaryczny wynik dla obwiedni widmowej sygnału 2., na wyjściu kolejnych aparatów słuchowych zaprogramowanych do kompensacji zasymulowanego niedosłuchu odbiorczego.



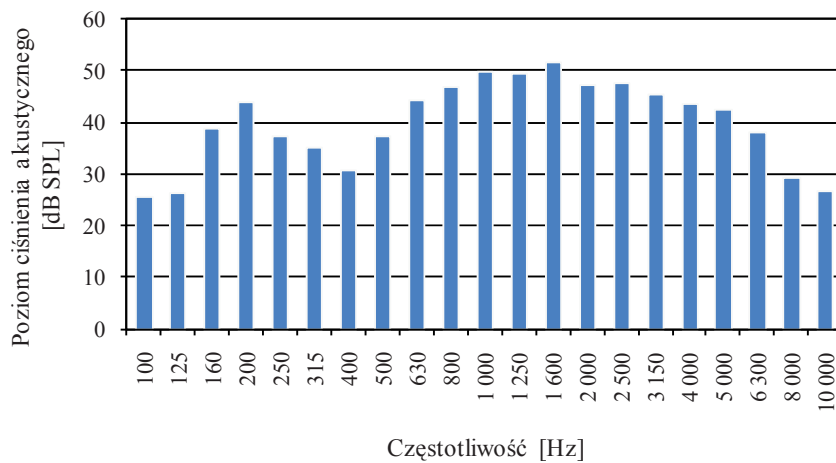
Rycina 5.6. Widma sygnału 2., aparaty A, B, C i D, niedosłuch odbiorczy.

Tabela 5.1. prezentuje maksymalny poziom ciśnienia akustycznego dB SPL proponowany przez dany aparat słuchowy oraz częstotliwość, dla której poziom ten został osiągnięty – dla sygnału 2. przy danym niedosłuchu odbiorczym.

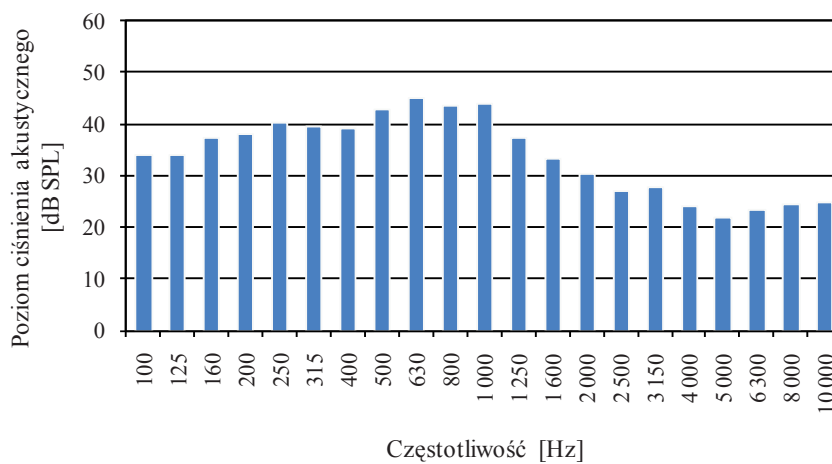
Tabela 5.1. Maksymalny poziom składowej sygnału 2.

	Aparat A	Aparat B	Aparat C	Aparat D
Maksymalny poziom ciśnienia akustycznego [dB SPL]	72	75	61	59
Częstotliwość [Hz], dla której osiągnięto maksymalny poziom ciśnienia akustycznego	1600	1250	1600	1600

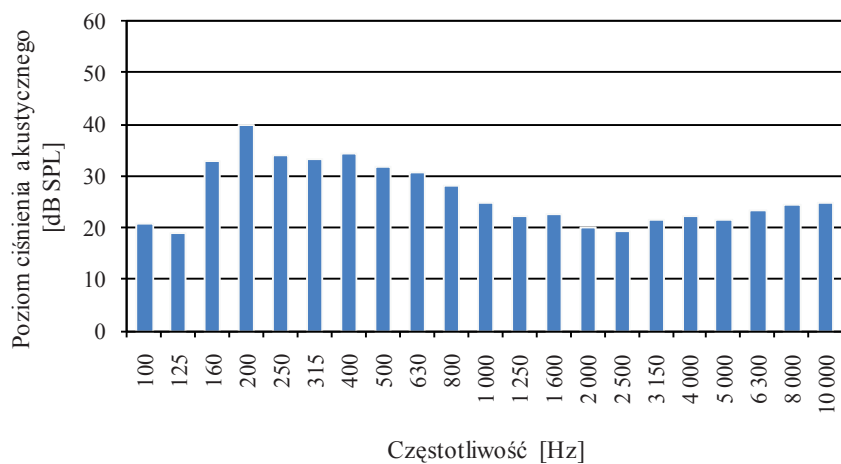
Na rycinach od 5.7. do 5.14. zaprezentowano widma sygnału 4. (głos mężczyzny, bez zakłóceń) otrzymane dla wszystkich czterech aparatów słuchowych zaprogramowanych do kompensacji tego samego co poprzednio niedosłuchu odbiorczego.



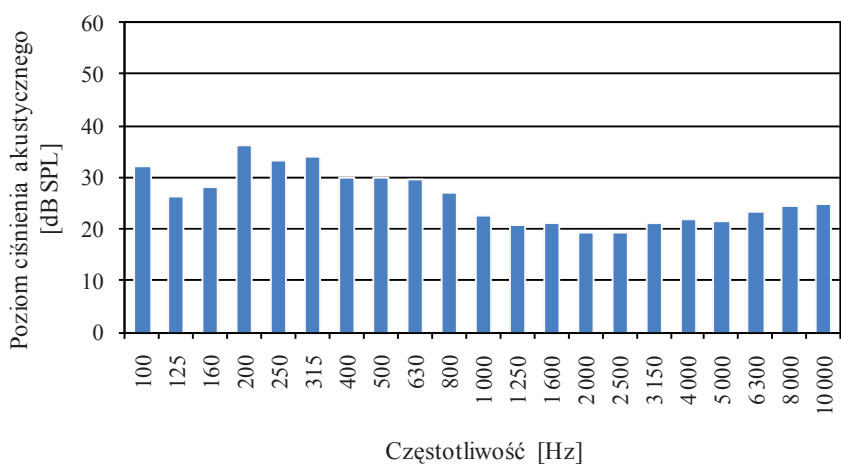
Rycina 5.7. Sygnał 4., aparat A, niedosłuch odbiorczy.



Rycina 5.8. Sygnał 4., aparat B, niedosłuch odbiorczy.

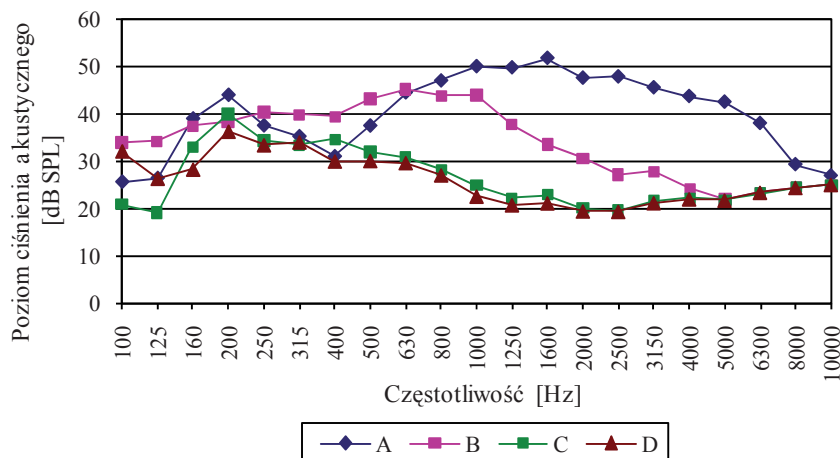


Rycina 5.9. Sygnał 4., aparat C, niedosłuch odbiorczy.



Rycina 5.10. Sygnał 4., aparat D, niedosłuch odbiorczy.

Na rycinie 5.11. zaprezentowano sumaryczny wynik dla obwiedni sygnału 4. (głos męczyzny, bez zakłóceń), na wyjściu kolejnych aparatów słuchowych zaprogramowanych do kompensacji danego niedosłuchu odbiorczego.



Rycina 5.11. Widma sygnału 4., aparaty A, B, C i D, niedosłuch odbiorczy.

W tabeli 5.2. pokazano maksymalne poziomy ciśnienia akustycznego proponowane przez aparaty słuchowe oraz częstotliwości, dla których osiągnięto ten poziom, w przypadku przetwarzania sygnału 4. dla niedosłuchu odbiorczego.

Tabela 5.2. Maksymalny poziom składowej sygnału 4.

	Aparat A	Aparat B	Aparat C	Aparat D
Maksymalny poziom ciśnienia akustycznego [dB SPL]	52	45	40	36
Częstotliwość [Hz], dla której osiągnięto maksymalny poziom ciśnienia akustycznego	1600	630	200	200

5.4. Wnioski

Analiza widm sygnału 2. (głos kobiecy, obecne zakłócenia – $S/N = 0$ dB), uzyskanych dla wszystkich aparatów słuchowych, w przypadku niedosłuchu odbiorczego pozwala na stwierdzenie, że:

- najwyższy poziom ciśnienia akustycznego uzyskano dla aparatu B, wynosi on 75 dB SPL dla częstotliwości 1250 Hz,
- najniższy poziom ciśnienia akustycznego uzyskano dla aparatu D, wynosi on 59 dB SPL przy częstotliwości 1600 Hz,
- różnice pomiędzy poszczególnymi aparatami słuchowymi w zakresie proponowanych wzmocnień nie są skrajnie odmienne,
- największa różnica widoczna jest w paśmie 1000–2500 Hz i maksymalnie wynosi 19 dB SPL dla 2500 Hz,
- najwyższy poziom ciśnienia akustycznego uzyskano dla aparatów A, C i D przy tej samej częstotliwości 1600 Hz, natomiast aparat B przy częstotliwości 1250 Hz.

Z kolei analiza widm sygnału 4. (głos mężczyzny, bez zakłóceń) pokazuje, że:

- pomiędzy poszczególnymi aparatami słuchowymi istnieją znaczne różnice i odchylenia w sposobie przetwarzania dźwięku,
- aparat A daje znacznie większe poziomy ciśnienia akustycznego niż pozostałe aparaty słuchowe, co jest szczególnie widoczne w paśmie wysokich częstotliwości,
- największe różnice między badanymi aparatami dotyczą częstotliwości 1600 Hz, gdyż maksymalny poziom ciśnienia akustycznego dla tej częstotliwości dla aparatu A wynosi 52 dB SPL, natomiast dla aparatu D – 21 dB SPL,
- w aparatach C i D występuje podobne przetwarzanie dźwięku, w całym zakresie badanych częstotliwości,
- w aparatach B, C i D maksymalny poziom ciśnienia akustycznego uzyskano dla niskich częstotliwości (630, 200 Hz), natomiast dla aparatu A dla częstotliwości 1600 Hz.

Ujednoczenie procedury charakterystyki częstotliwościowej dotyczącej wzmocnienia skutecznego aparatów słuchowych różnych firm w celu kompensacji danego, wybranego ubytku słuchu, nie gwarantuje jednakowej postaci widma sygnału akustycznego na ich wyjściu. Różnice w obwiedni widma sygnału akustycznego na wyjściu aparatów słuchowych są bardzo wyraźne, co skutkuje przede wszystkim różną barwą tego samego dźwięku wejściowego.

Fakt ten powinien obligować protetyka słuchu do proponowania osobie słabo słyszącej aparatów słuchowych różnych firm. Aparat słuchowy bowiem nie tylko kompensuje ubytki słuchu, ale dokonuje tego na różny sposób, trzeba zatem znaleźć rozwiązanie optymalne dla konkretnego przypadku – konkretnej osoby.

Aprobata percypowanej barwy dźwięku jest podstawowym czynnikiem w procesie akceptacji aparatu słuchowego.

6. Prognozowanie efektywności dopasowanych aparatów słuchowych w przypadku niedosłuchu odbiorczego

6.1. Metody oceny efektywności aparatów słuchowych

Podstawowym celem protezowania słuchu jest poprawa zrozumiałości mowy. Ocena poprawności rozumienia mowy przed i po zaprotezowaniu aparatem słuchowym pozwala na określenie tzw. zysku zrozumiałości. Jeżeli pacjent w badaniach audiometrycznych uzyskuje prawidłową zrozumiałość mowy, przy określonym poziomie ciśnienia dźwięku, powinien uzyskać taką samą zrozumiałość mowy normalnie głośnie, przy prawidłowo dopasowanym aparacie słuchowym. Przy źle dopasowanym aparacie słuchowym sama rehabilitacja czy trening słuchowy nie poprawią zrozumiałości mowy [4, 28, 30, 33, 80, 167, 170]. Uzyskany zysk zrozumiałości mowy w aparacie słuchowym jest najlepszym kryterium oceny prawidłowości jego dopasowania. Jednak nie każdy pacjent oczekuje po zaprotezowaniu tylko poprawy zrozumiałości mowy w ciszy. W praktyce efektywność dopasowania aparatów słuchowych ocenia się kilkoma wybranymi metodami.

W badaniach wykorzystano następujące metody:

- APHAB,
- zmian zrozumiałości mowy w wolnym polu,
- zmian progów audiogramu tonalnego w wolnym polu,
- ANL_{fit} .

Celem tego etapu badań było sprawdzenie przydatności poszczególnych procedur oceny efektywności dopasowania aparatu słuchowego w praktyce protetycznej [94, 124, 135].

6.1.1. Metoda APHAB

Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit – APHAB to procedura badająca efektywność dopasowania aparatu słuchowego, która opiera się na samoocenie trudności, na jakie napotyka pacjent podczas komunikowania się z innymi ludźmi lub przy rozpoznawaniu dźwięków w różnych sytuacjach. Ponieważ metoda ABHAP została opracowana przez grupę naukowców amerykańskich, nie można jej było bezpośrednio zaadaptować dla języka polskiego (różnice wynikające z akustycznych cech danego języka), dlatego została ona odpowiednio przystosowana do potrzeb języka polskiego [161, 162].

Kwestionariusz ABHAP zawiera 24 pytania pozwalające określić u pacjenta:

- zdolność komunikowania się w sprzyjających warunkach (ZK),
- zdolność komunikowania się w obecności echa, pogłosu (WY),
- zdolność komunikowania się w obecności szumu otoczenia (SO),
- stopień akceptacji nieprzyjemnych dźwięków (NO).

Pacjent odpowiadając na pytania rozwiązuje jednocześnie dwa testy pozwalające określić ww. atrybuty percepcji bez aparatu słuchowego oraz z aparatem.

Wyniki procedury APHAB zestawione są w postaci wykresu określającego procentową korzyść z zastosowania protezy słuchowej. Każde pytanie można przyporządkować tylko do jednej grupy. Każda grupa (ZK, WY, SO, NO) zawiera sześć pytań, ustawionych w ankiecie w stałej, nieuporządkowanej kolejności. Zadaniem pacjenta jest udzielenie odpowiedzi na każde pytanie. Każde zdanie w ankiecie jest stwierdzeniem, np.: „Z trudnością rozumiem dialogi w kinie lub teatrze”. Zadaniem pacjenta jest zdecydować, jak często przedstawiona sytuacja jest prawdziwa.

Ma on do wyboru siedem alternatywnych odpowiedzi, którym przypisane są wartości procentowe:

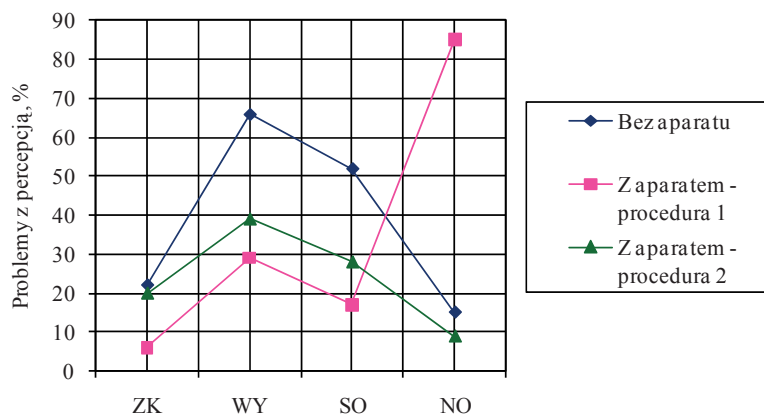
- A – zawsze (99%),
- B – prawie zawsze (87%),
- C – na ogół (75%),
- D – pół na pół (50%),
- E – okazjonalnie (25%),
- F – rzadko (12%),
- G – nigdy (1%).

Czasami pacjent ma trudności z udzieleniem odpowiedzi, ponieważ nie doświadczył konkretnej sytuacji, w takim przypadku należy mu pomóc w znalezieniu podobnej.

Po wypełnieniu ankiety, dane należy wprowadzić do komputera z oprogramowaniem metody APHAB, gdzie zostaną odpowiednio zanalizowane, przeliczone i przedstawione graficznie.

Test badający efektywność dopasowania aparatu słuchowego u danego pacjenta wykonuje się dwukrotnie. W pierwszej kolejności bada się korzyść z aparatu słuchowego dopasowanego zgodnie z zasadami, np.: wybranej procedury klasycznej (np. BERGER – procedura 1), następnie zmienia się ustawienia aparatu słuchowego zgodnie z założeniem procedury współczesnej (np. DSL_{1/0} – procedura 2) i ponownie uruchamia APHAB. Odstęp czasu pomiędzy kolejnymi badaniami APHAB powinien wynosić minimum dwa tygodnie, co pozwoli pacjentowi na obiektywną ocenę testowanej procedury doboru aparatu słuchowego.

Przykładowe wykresy przedstawiające wyniki procedury APHAB odniesione do aparatu słuchowego, dopasowanego pacjentowi na bazie dwóch różnych procedur, przedstawia rycina 6.1. oraz rycina 6.2.



Rycina 6.1. Wyniki badania APHAB wyrażone jako wielkość procentowa problemów przy percepcji sygnałów dźwiękowych w różnych uwarunkowaniach akustycznych [84, 124, 135]

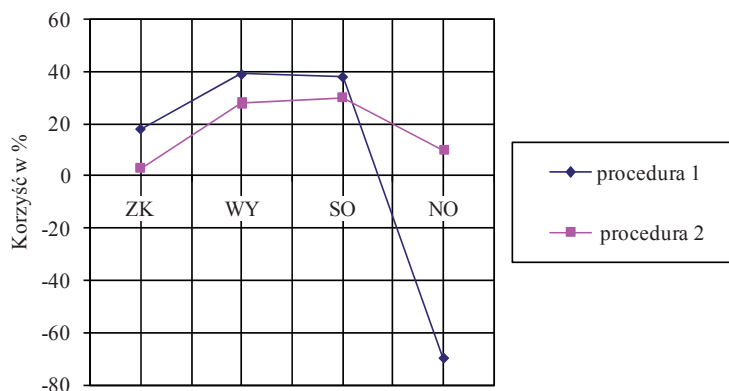
gdzie:

- ZK zdolność komunikowania się w ciszy
- WY wpływ wybrzmiewania, echa
- SO wpływ szumu otoczenia
- NO akceptacja nieprzyjemnych dźwięków.

Aby uzyskać informację dotyczącą oceny efektywności dopasowania aparatu słuchowego w oparciu o procedurę APHAB, oblicza się w pierwszej kolejności różnicę z wielkości problemów przy percepcji „bez aparatu” i z „aparatem”, definiowaną jako „korzyść” z aparatu słuchowego, rycina 6.2.

$$(6.1) \quad \text{„Korzyść”} = \text{Problemy przy percepcji (bez aparatu – z aparatem)} [\%]$$

Na rycinie 6.2 przedstawiono wyniki badań procedurą APHAB, zgodnie z wzorem 6.1.



Rycina 6.2. Wyniki badania APHAB wyrażone jako „korzyść” z dopasowania aparatu słuchowego – procedura 1. i procedura 2. [84, 124].

Następnie definiuje się wielkości średnie:

$$\text{„Korzyść” (procedura 1)} = \frac{ZK + WY + SO + NO}{4} [\%] \quad (6.2)$$

$$\text{„Korzyść” (procedura 2)} = \frac{ZK + WY + SO + NO}{4} [\%] \quad (6.3)$$

Zakłada się, że miara „korzyści” (efektywności) 20% jest zadawalającym wynikiem dla poprawnego dopasowania aparatu słuchowego. Efektywność dopasowania aparatu słuchowego dla powyższego przykładu wynosi: dla procedury 1. – 33%, dla procedury 2. – 26%. Dla obu procedur uzyskany wynik jest poprawny. Jak wynika z powyższych przykładowych wykresów, zdolność komunikowania się w ciszy (ZK), w warunkach wybrzmiewania sygnału (pogłos WY) oraz w obecności szumu otoczenia (SO) były lepiej oceniane przez danego pacjenta w przypadku procedury 1 dopasowania aparatu słuchowego, przy odbiorze nieprzyjemnych dźwięków (NO), natomiast zdecydowanie większą „korzyść” widać w przypadku, kiedy aparat dopasowano zgodnie z założeniami procedury 2.

Metoda APHAB została wykorzystana w ramach przeprowadzonych badań oceniających efektywność dopasowania aparatu słuchowego.

6.1.2. Badanie zrozumiałości mowy w wolnym polu

Jedną z metod oceniających efektywność dopasowania aparatu słuchowego może być także badanie zrozumiałości mowy w wolnym polu [143].

Zasada badań w wolnym polu nie różni się zasadniczo od badań audiometrii słownej przez słuchawki, jedyną różnicą jest źródło dźwięku, w tym przypadku są to głośniki. Pacjent powtarza słowa podawane przez głośnik oddalony od słuchacza o 1 m; poziom dźwięku podawanego testu słownego-jednosylabowego wynosi 65 dB SPL. W pierwszej kolejności bada się procent poprawnie powtórzonych słów w przypadku, gdy pacjent nie ma aparatu słuchowego, a następnie powtarza się badanie z założonym aparatem słuchowym, dopasowanym zgodnie z zasadami wybranej procedury 1. oraz procedury 2. Podobnie jak w przypadku APHAB badanie w wolnym polu przeprowadza się w dwutygodniowych odstępach.

Przykładowy rezultat badania przedstawia tabela 6.1.

Tabela 6.1. Wynik badania zrozumiałości mowy w wolnym polu [84]

Bez aparatu	Z aparatem		Zysk zrozumiałości mowy	
	Procedura 1. dopasowania aparatu słuchowego	Procedura 2. dopasowania aparatu słuchowego	Procedura 1. dopasowania aparatu słuchowego	Procedura 2. dopasowania aparatu słuchowego
10%	90%	75%	80%	65%

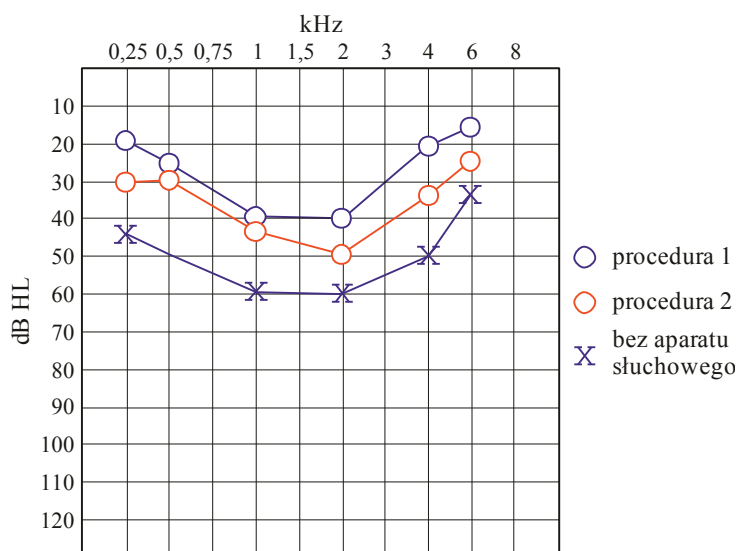
Zysk w ocenie zrozumiałości mowy z dopasowanego aparatu słuchowego, dla danego pacjenta, za pomocą procedury 1. jest większa o 15% aniżeli w przypadku aparatu dopasowanego zgodnie z założeniami procedury 2.

Badania zrozumiałości mowy w wolnym polu zostały wykorzystane, w ramach badań własnych, do oceny efektywności dopasowania aparatu słuchowego.

6.1.3. Audiometria tonalna w wolnym polu

Badanie audiometryczne w wolnym polu przeprowadza się bez aparatu słuchowego, a następnie przy założonym aparacie słuchowym, dopasowanym zgodnie z założeniami wybranej procedury dopasowania, np. procedury 1. i 2.

Przykładowy audiogram przedstawiający wyniki badania zarówno dla procedury 1., jak i dla procedury 2. przedstawia rycina 6.3.



Rycina 6.3. Audiogram tonalny w wolnym polu – bez aparatu słuchowego oraz z aparatem słuchowym dopasowanym procedurą 1. i procedurą 2. [124].

Zysk dopasowania (ZD) oblicza się w oparciu o porównanie krzywych przebiegu progu słuchowego w obecności aparatu słuchowego i bez aparatu dla trzech składowych częstotliwościowych: 500, 1000 i 2000 Hz.

$$ZD = \frac{[(HL_x)_{500Hz} - (HL_o)_{500Hz}] + [(HL_x)_{1kHz} - (HL_o)_{1kHz}] + [(HL_x)_{2kHz} - (HL_o)_{2kHz}]}{3} \quad (6.4)$$

Dla powyższego audiogramu tonalnego, otrzymano następujące wartości, dla kolejnych dwóch procedur dopasowania aparatu słuchowego:

$$ZD1 = 22 \text{ dB HL}$$

$$ZD2 = 17 \text{ dB HL}$$

Zysk dopasowania (ZD) dla powyższego przykładu jest większy w przypadku dopasowania aparatu słuchowego zgodnie z założeniami procedury 1., aniżeli dla procedury 2.

Metoda audiometrii tonalnej w wolnym polu została również wykorzystana do oceny efektywności dopasowania aparatu słuchowego.

6.1.4. Tolerowany poziom szumu (ANL_{fit})

Nabelek i pozostali [133] opracowali sposób pomiaru poziomu szumu tła, jaki skłonny jest tolerować słuchacz w czasie rozmowy ANL. Stanowi on miarę gotowości do słuchania mowy w warunkach szumu tła. Według Nabelek miara gotowości do słuchania mowy w warunkach szumu jest dobrym prognostykiem pomyślnego używania aparatów słuchowych. Miara ta wykorzystywana jest również do oceny efektywności algorytmów polepszających zrozumiałość mowy transmitowanej przez aparat słuchowy na tle szumów zakłócających [131]. Założono [94, 124], że otrzymane wielkości zmian (ANL) wyznaczone w warunkach „bez aparatu słuchowego” i „z aparatem słuchowym” będą miarą efektywności dopasowania aparatu.

Wielkość ta została oznaczona jako ANL_{fit} .

Wykorzystując kwestionariusz APHAB podjęto próbę określenia wartości progowych parametrów ANL_{fit} dla poprawnego doboru i dopasowania aparatu słuchowego i tym samym zdefiniowanej nowej miary efektywności dopasowania aparatu słuchowego.

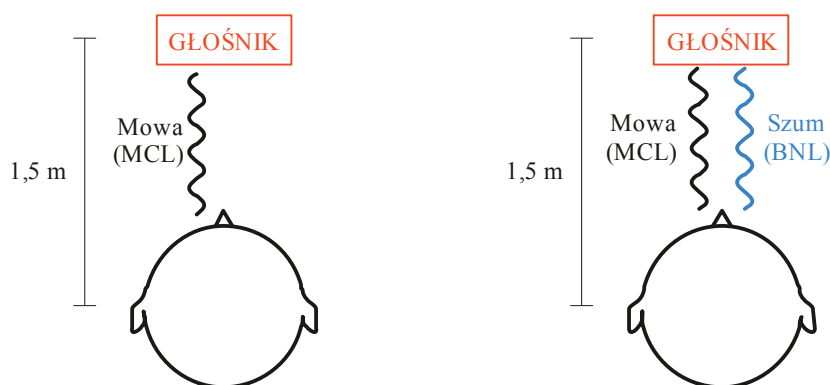
6.1.4.1. Procedura pomiarowa tolerowanego poziomu szumu

Wielkość ANL_{fit} oblicza się jako różnicę tzw. maksymalnego komfortu (MCL) percepcji mowy w ciszy i poziomu tła akustycznego szumu mowopodobnego (BNL) tolerowanego przez osobę słabo słyszącą w warunkach pola swo-

bodnego, przy którym może ona jeszcze śledzić tok narracji bez oznak napięcia czy zmęczenia.

$$(6.5) \quad \text{ANL}_{\text{fit}} = (\text{MCL} - \text{BNL}) \text{ [dB SPL]}$$

Przebieg procedury wyznaczania wielkości ANL_{fit} ilustruje rycina 6.4.



Rycina 6.4. Przebieg wyznaczania wielkości ANL_{fit} .

gdzie:

MCL – optymalny poziom słuchania mowy [dB SPL]

BNL – najwyższy poziom szumu tła jaki słuchacz jest skłonny tolerować [dB SPL].

W pracy korzystano z testu słownego jednosylabowego oraz szumu mowopodobnego.

6.2. Testowanie wybranych procedur dopasowania aparatów słuchowych

Prawidłowe dopasowanie aparatów słuchowych wymaga m.in. przypisania określonej procedury wyznaczania charakterystyki aparatu do rodzaju uszkodzenia słuchu.

Systematyzacja procedur dopasowania pozwoli na zoptymalizowanie korzyści z aparatu słuchowego przez osobę słabo słyszącą.

Przeprowadzone badania miały na celu potwierdzenie ww. założeń [94, 99, 135].

6.2.1. Metodyka badań

Aby określić rodzaj i wielkość ubytku słuchu pacjentów poddano badaniom:

- audiometrii tonalnej,
- audiometrii słownej.

Procedury dopasowania użyte w badaniach, ze względu na wielkość ubytku słuchu, podzielono na dwie grupy:

- Ubytki małe i średnie:
 - BERGER,
 - NAL-RP,
 - DSL_{I/O},
 - POGO1.
- Ubytki duże:
 - POGO2,
 - NAL-NL1,
 - DSL_{I/O}.

Pacjenci używali aparatu słuchowego dopasowanego według procedury klasycznej (BERGER, POGO1), a następnie współczesnej (DSL_{I/O}). Aparaty słuchowe dopasowane każdą z tych procedur pacjenci nosili przez dwa tygodnie.

Zastosowano metody oceny skuteczności dopasowania:

◆ APHAB

- 1) bez aparatu,
- 2) z wcześniej dopasowanym aparatem w punkcie protetycznym,
- 3) z aparatem firmy A dopasowanym na podstawie procedury klasycznej (BERGER, POGO1),
- 4) z aparatem firmy A dopasowanym na podstawie procedury współczesnej (NAL-NL1; DSL_{I/O}).

◆ Zmiana zysku zrozumiałości mowy w wolnym polu – test słowny jednosylabowy

- 1) bez aparatu,
- 2) z wcześniej dopasowanym aparatem w zakładzie protetycznym,
- 3) z aparatem firmy A dopasowanym na podstawie procedury klasycznej (BERGER, POGO1),
- 4) z aparatem firmy A dopasowanym na podstawie procedury współczesnej (NAL-NL1, DSL_{I/O}).

W badaniach korzystano z dwóch różnych typów aparatów słuchowych tego samego producenta:

Aparat 1

- cyfrowy,
- regulacja wzmocnienia w 2 kanałach,
- AGC₁ (regulacja punktu zadziałania),
- filtr antysprężeniowy,
- pasmo przeniesienia 200–5200Hz,
- 3 programy słuchania.

Aparat 2

- cyfrowy,
- regulacja wzmocnienia w 6 kanałach,
- AGC₀ (regulacja punktu zadziałania),
- filtr antysprężeniowy,
- pasmo przeniesienia 200–6000 Hz,
- mikrofon dookólny lub kardioda,
- redukcja hałasu,
- 3 programy słuchania.

6.2.2. Wyniki badań

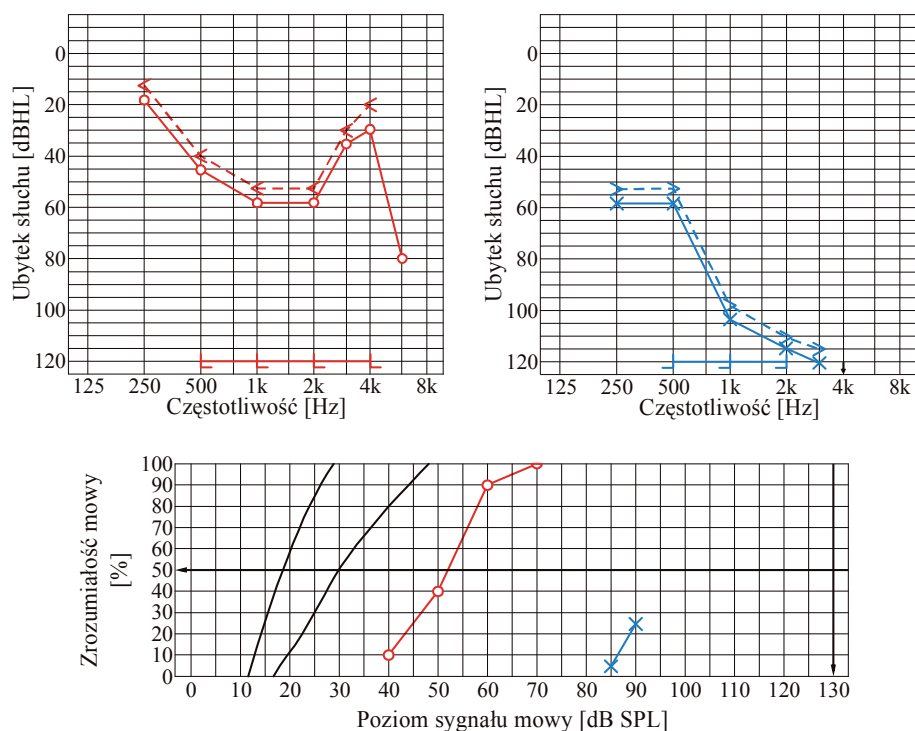
Oznaczenia występujące w rycinach opisujących dane audiometryczne:

- ucho prawe, przewodnictwo powietrzne,
- <— ucho prawe, przewodnictwo kostne,
- ┬— ucho prawe, UCL,
- ×— ucho lewe, przewodnictwo powietrzne,
- >— ucho lewe, przewodnictwo kostne,
- ┬— ucho lewe, UCL.

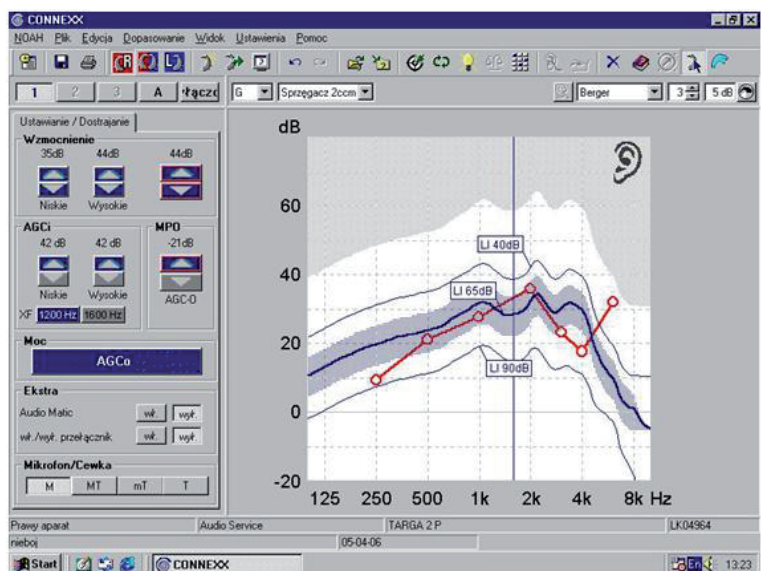
Pacjent 1.

- wiek 25 lat,
- niedosłuch typu odbiorczego,
- HTL = 52 dB HL ucho prawe,
- HTL = 90 dB HL ucho lewe,
- niedosłuch postępujący od 8. roku życia wskutek urazu czaszki.

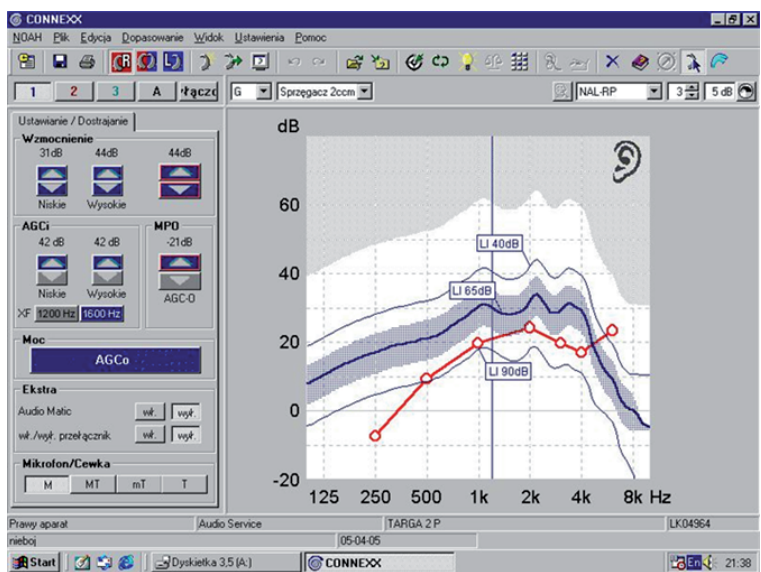
Wyniki badań dla tego pacjenta przedstawiono na rycinach 6.5.–6.11.



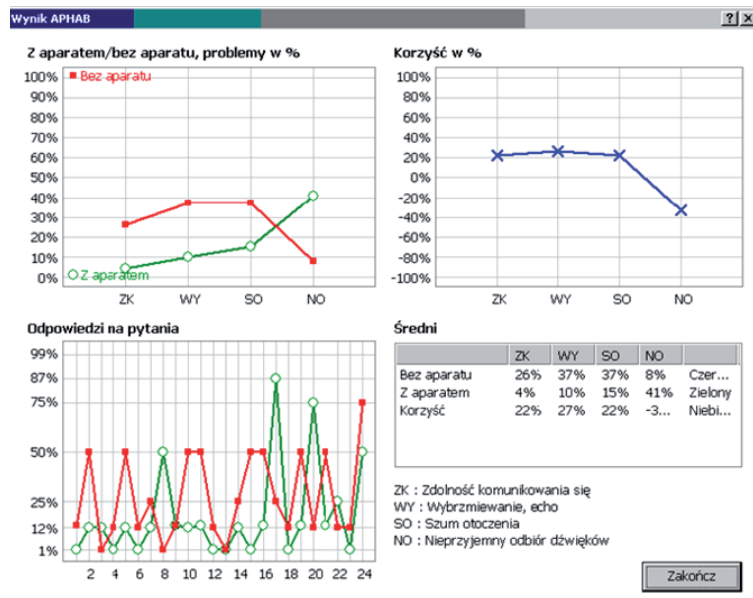
Rycina 6.5. Dane audiometryczne dla pacjenta nr 1.



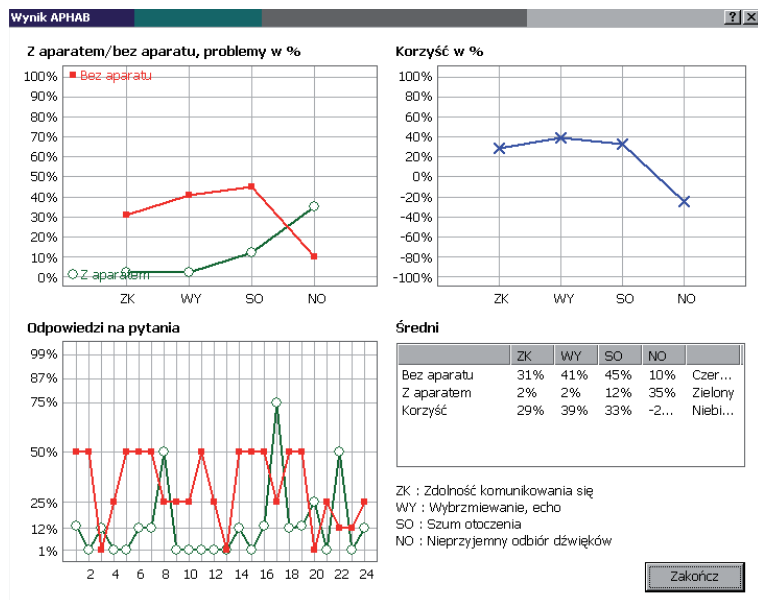
Rycina 6.6. Charakterystyka wzmocnienia aparatu – procedura BERGER.



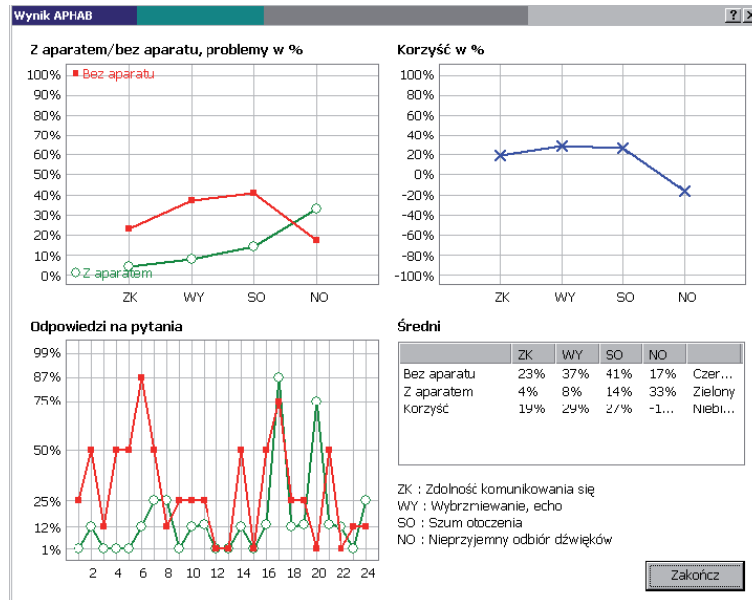
Rycina 6.7. Charakterystyka wzmocnienia aparatu – procedura NAL-RP.



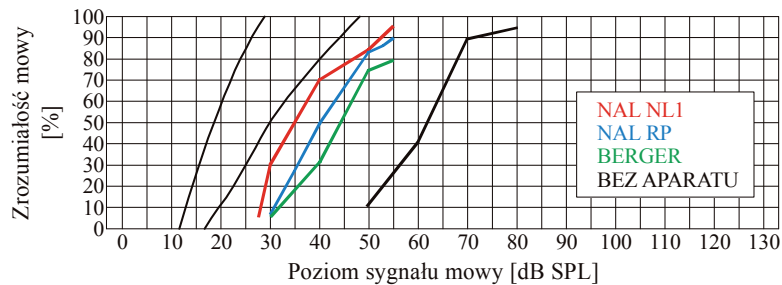
Rycina 6.8. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB. Metoda APHAB – procedura BERGER.



Rycina 6.9. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura NAL-RP.



Rycina 6.10. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, wcześniej używany aparat, metoda NAL-NL1.



Rycina 6.11. Zrozumienie mowy przy dopasowaniu aparatu słuchowego nr 1 różnymi metodami dopasowania.

Wrażenia pacjenta

Oceny subiektywne (opinia pacjenta, komentarze)

- ◆ Procedura BERGER:
 - gorsza zrozumiałość mowy na tle szumu,
 - nieprzyjemny odbiór głośnych dźwięków,
 - problem ze słyszeniem cichych dźwięków.
- ◆ Procedura NAL-RP:
 - poprawa zrozumiałości mowy,
 - przyjemniejszy odbiór głośnych dźwięków.

Uwagi końcowe

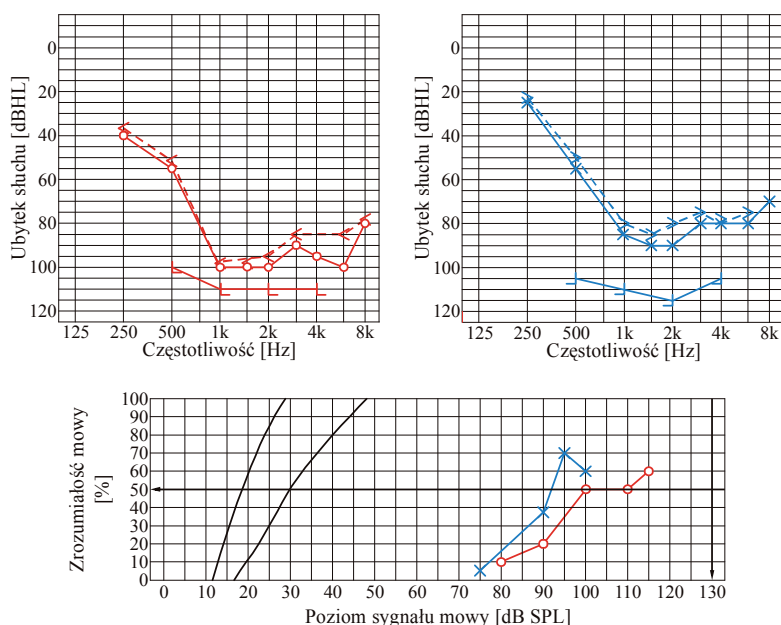
Według wskazań pacjenta w protokole APHAB największy komfort słyszenia zapewniła mu procedura NAL-RP. Nieco gorszy efekt osiągnięto w przypadku procedury NAL-NL1. Porównując wyniki dopasowania procedurami NAL-RP i NAL-NL1 z procedurą klasyczną BERGER, ta ostatnia zapewniła pacjentowi względnie największy komfort.

Analizując wyniki zysku zrozumienia mowy można wyciągnąć wniosek, że największy zysk zapewniła procedura NAL-NL1, a niewiele mniejszy procedura NAL-RP. Procedura klasyczna BERGER w porównaniu z procedurami NAL oferowała najmniejszą zrozumiałość. Wrażenia pacjenta są zgodne z wynikami uzyskanymi w kwestionariuszu APHAB i badaniu zysku zrozumiałości mowy.

Pacjent 2.

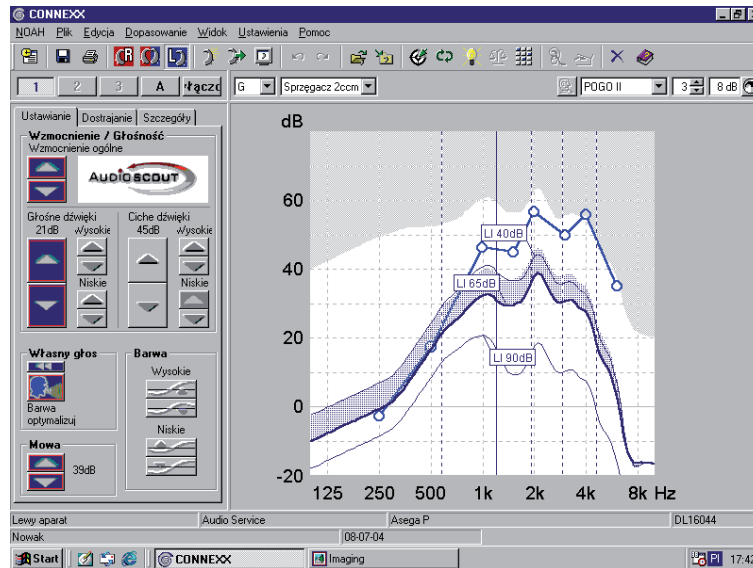
- wiek 24 lata,
- niedosłuch typu odbiorczego,
- HTL = 75 dB HL ucho lewe,
- HTL = 85 dB HL ucho prawe,
- niedosłuch od urodzenia,
- leczony lekami ototoksycznymi,
- porażenie mózgowo,
- od 6. roku życia nosi aparat na ucho lewym.

Wyniki badań dla tego pacjenta przedstawiono na rycinach 6.12.–6.20.

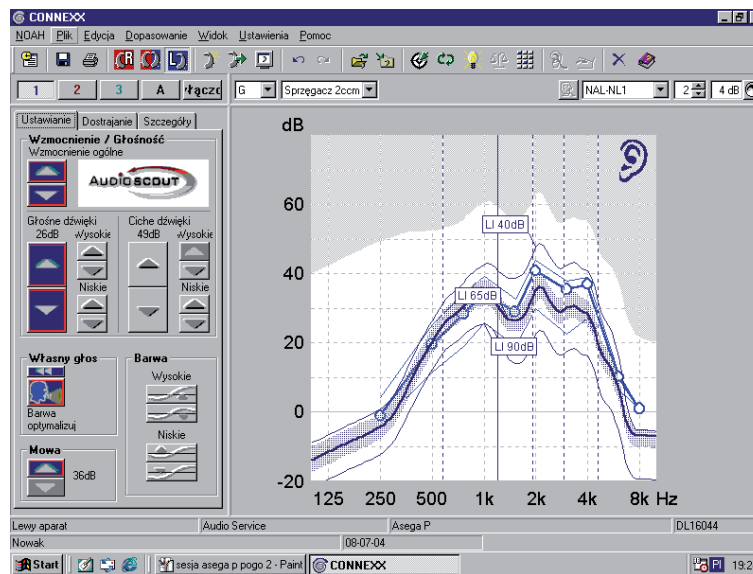


Rycina 6.12. Dane audiometryczne pacjenta 2.

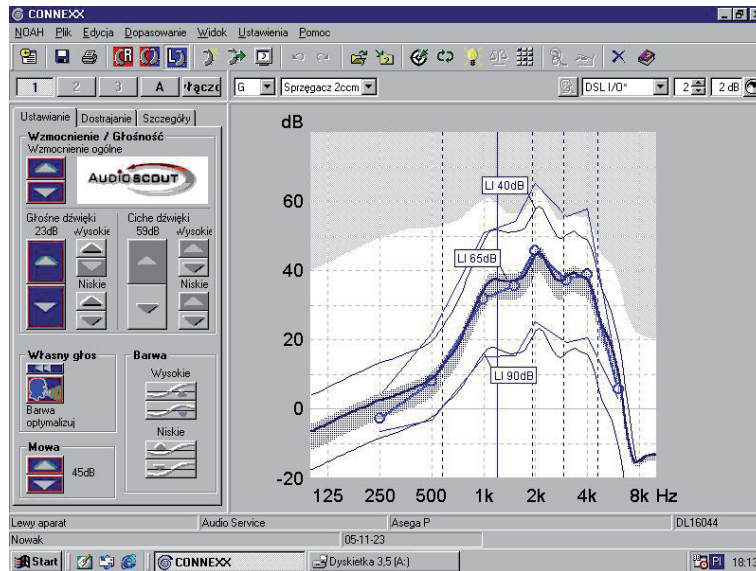
Dopasowano aparat – 2.



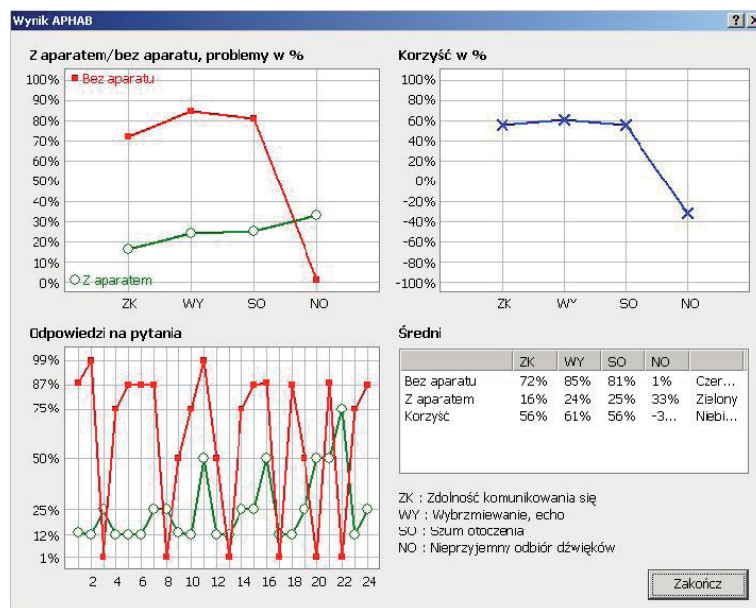
Rycina 6.13. Charakterystyka wzmocnienia aparatu – procedura POGO2.



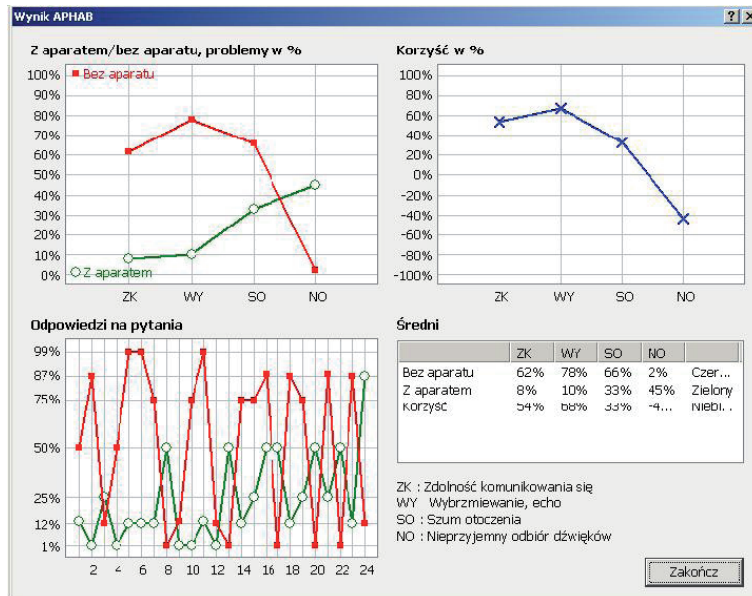
Rycina 6.14. Charakterystyka wzmocnienia aparatu – procedura NAL-NL1.



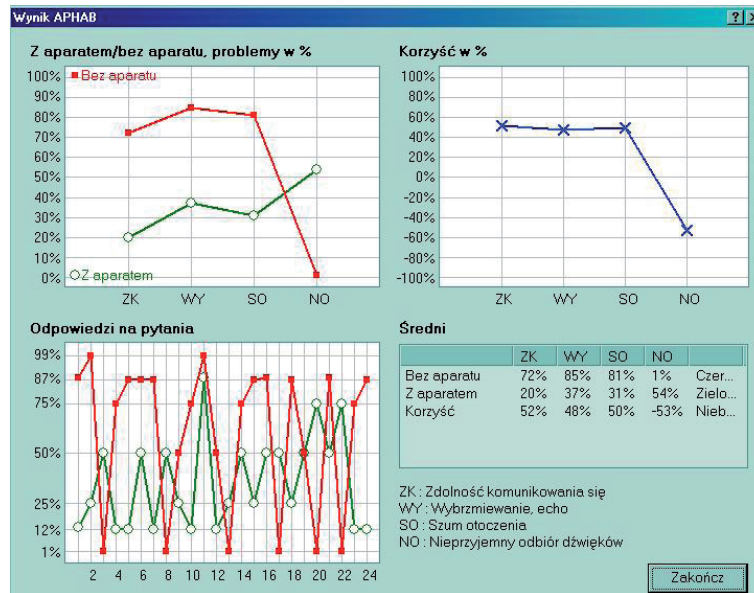
Rycina 6.15. Charakterystyka wzmacnienia aparatu – procedura $DSL_{I/O}$.



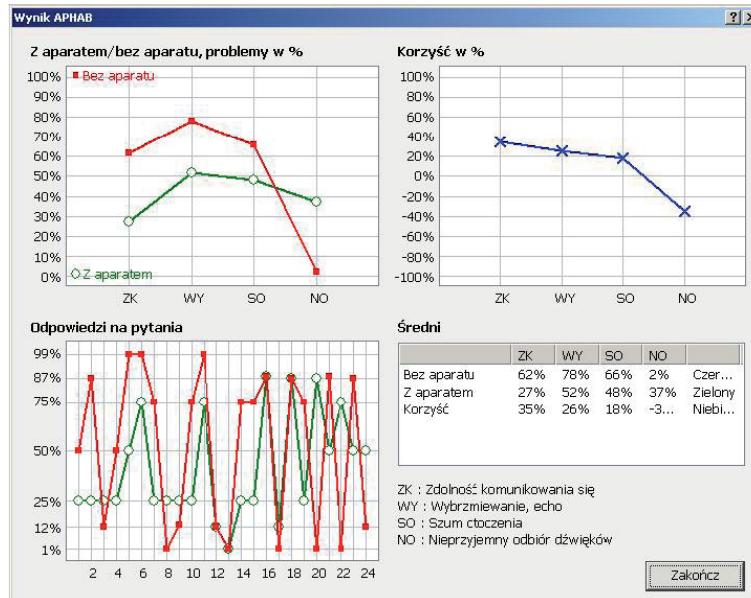
Rycina 6.16. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura współczesna POGO2.



Rycina 6.17. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura NAL-NL1.



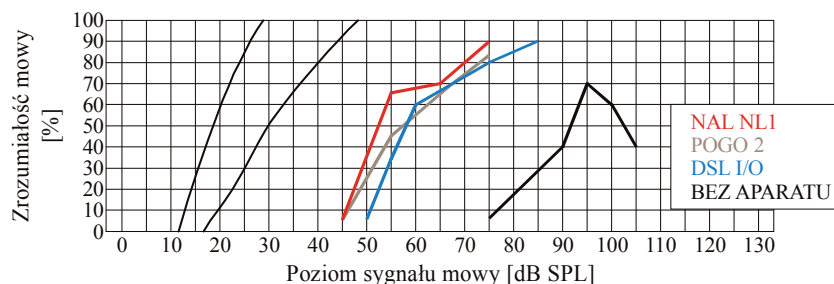
Rycina 6.18. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura DSL₁₀.



Rycina 6.19. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, wcześniej używany aparat, procedura POGO2.

Wrażenia pacjenta

- ◆ Procedura klasyczna POGO2:
 - problem ze zrozumieniem mowy w tłumie,
 - nieprzyjemny odbiór głośnych dźwięków.
- ◆ Procedura współczesna NAL-NL1:
 - poprawa zrozumiałości mowy,
 - przyjemniejszy, bardziej naturalny odbiór głośnych dźwięków,
 - możliwość postrzegania nowych jakości słyszenia (śpiew ptaków, „przyjemny” szelest liści).
- ◆ Procedura współczesna DSL_{I/O}:
 - gorszy odbiór głośnych dźwięków w porównaniu z NAL-NL1,
 - pogorszenie zrozumiałości mowy w tłumie,
 - problem z percepcją mowy dobiegającej z tyłu,
 - komfort podczas konwersacji w małych pomieszczeniach,
 - przyjemny odbiór muzyki.



Rycina 6.20. Zrozumienie mowy przy dopasowaniu aparatu słuchowego nr 2 różnymi metodami dopasowania.

Uwagi końcowe

Wzór profilu danych APHAB, jaki pacjent uzyskał bez aparatu kojarzony jest z dobrym przystosowaniem do liniowych aparatów słuchowych. Analizując wyniki kwestionariusza APHAB największy komfort pacjent uzyskał z procedurą klasyczną POGO2. Minimalnie gorzej została oceniona współczesna procedura NAL-NL1.

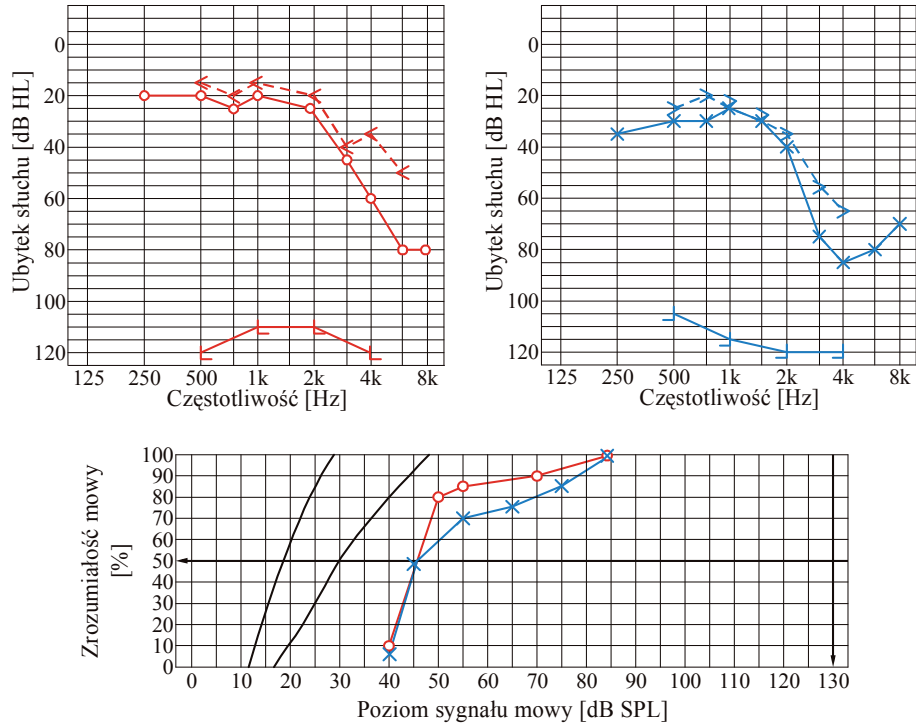
W przypadku procedury $DSL_{I/O}$ o negatywnej ocenie zaważył nieprzyjemny odbiór głośniejszych dźwięków. Najmniejszą korzyść z zastosowanej procedury pacjent uzyskał dla POGO2 z wcześniej używanym aparatem słuchowym. Wynik ten można pominąć ze względu na niską jakość tego aparatu słuchowego.

Największą zrozumiałość mowy zapewniła procedura NAL-NL1, natomiast wyniki POGO2 i $DSL_{I/O}$ były zbliżone, oferując mniejszą zrozumiałość. Wrażenia pacjenta pokrywają się z wynikami uzyskanymi w kwestionariuszu APHAB i badaniem zysku zrozumiałości mowy. Najwyżej zostanie oceniona współczesna procedura NAL-NL1.

Pacjent 3.

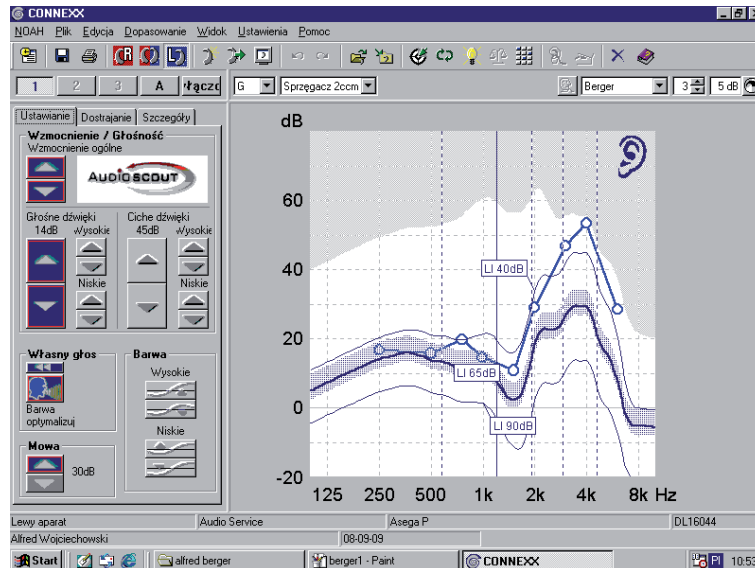
- wiek 75 lat,
- ubytek związany z wiekiem pacjenta, a także z wcześniej wykonywaną pracą (uraz akustyczny),
- HTL = 32 dB HL ucho lewe,
- HTL = 22 dB HL ucho prawe.

Wyniki badań dla tego pacjenta przedstawiono na rycinie 6.21.–6.27.

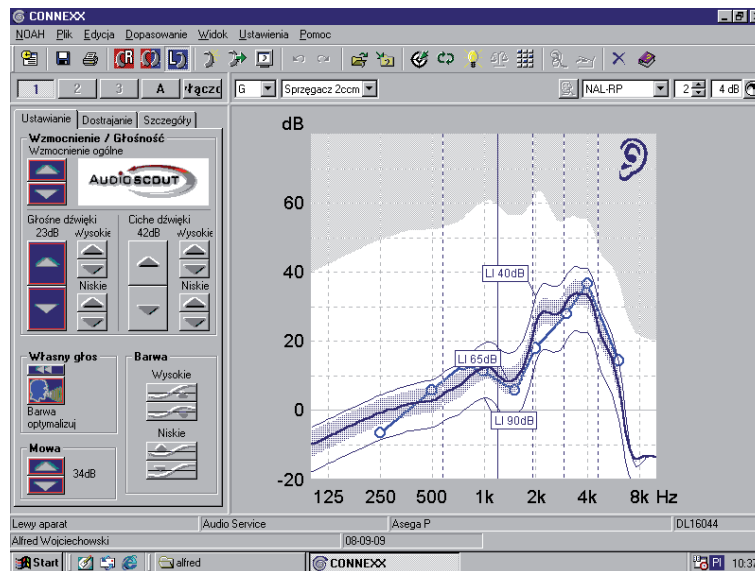


Rycina 6.21. Dane audiometryczne pacjenta 3.

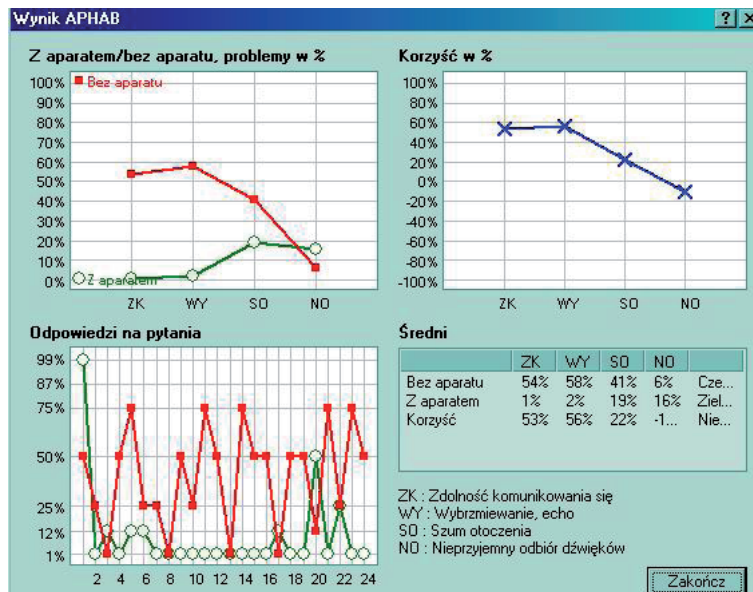
Dopasowano aparat – 2.



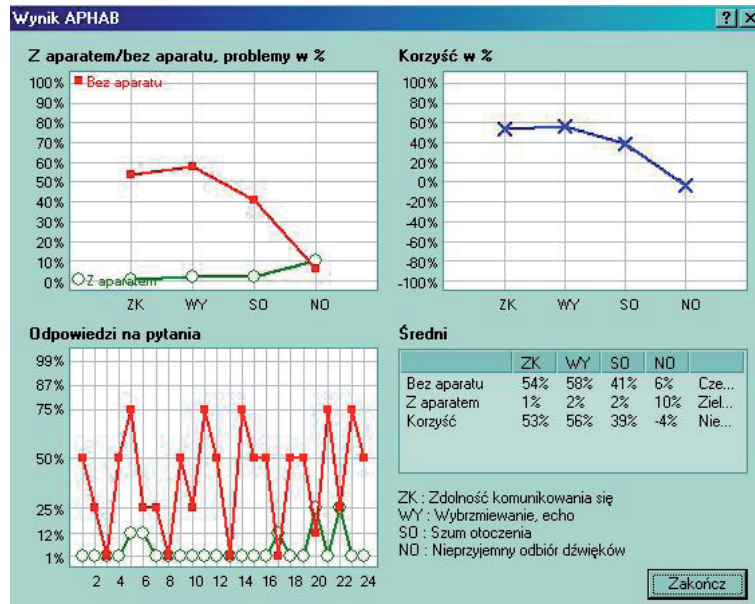
Rycina 6.22. Charakterystyka wzmocnienia aparatu – procedura BERGER.



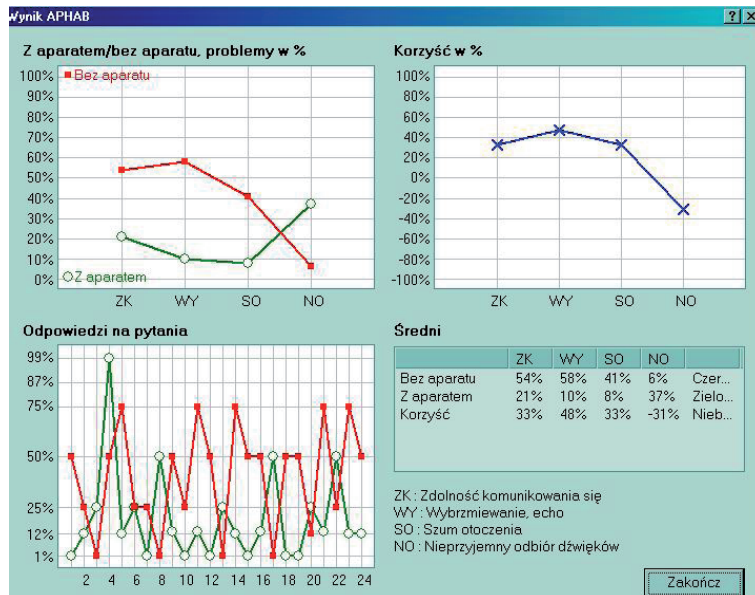
Rycina 6.23. Charakterystyka wzmocnienia aparatu – procedura NAL-RP.



Rycina 6.24. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura klasyczna BERGER.



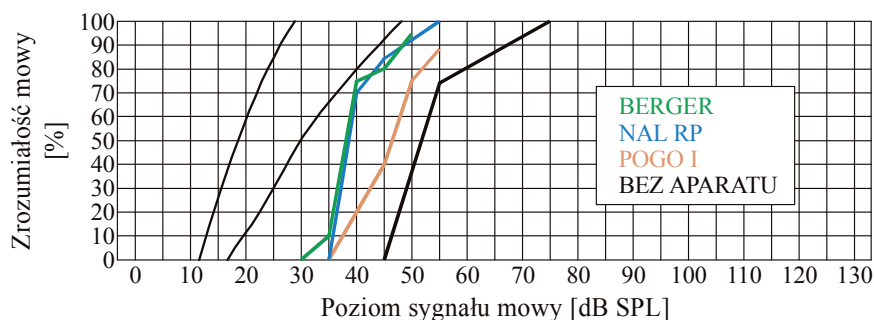
Rycina 6.25. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura NAL-RP.



Rycina 6.26. Metoda APHAB – poprzedni aparat; procedura POGO1.

Wrażenia pacjenta

Pacjent nie odczuwa istotnej różnicy przy zmianie procedur dopasowania. Twierdzi, iż obydwie procedury (klasyczna i współczesna) zapewniają mu komfort słyszenia, przywracając naturalne słyszenie.



Rycina 6.27. Zrozumienie mowy przy dopasowaniu aparatu słuchowego nr 2 różnymi metodami dopasowania.

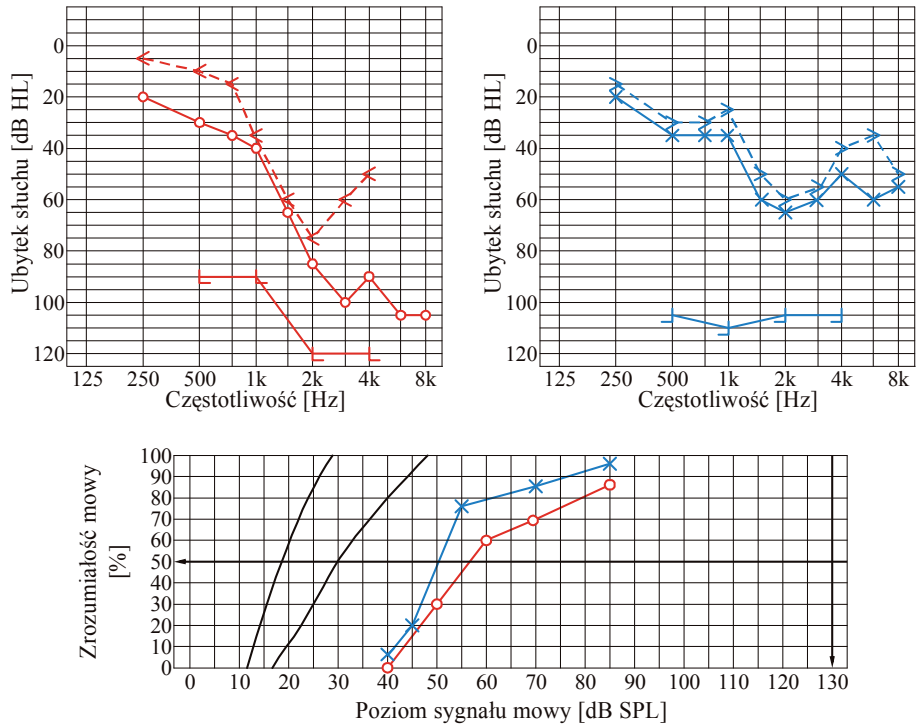
Uwagi końcowe

Kształt profilu danych bez aparatu (problemy przy percepcji %) w kwestionariuszu APHAB jest typowym dla pacjentów z dobrym przystosowaniem do liniowego aparatu słuchowego. Zgodnie z odczuciami pacjenta na bazie kwestionariusza APHAB, jak i w badaniu zysku zrozumiałości mowy nie ma istotnych różnic w percepcji dźwięku między procedurą klasyczną BERGER a współczesną NAL-RP. Znacząco odróżnia się ocena procedury POGO1 zastosowanej w poprzednio dopasowanym aparacie, oferując niższy komfort słyszenia. Wynik ten może być niemiarodajny, ze względu na jakość aparatu.

Pacjent 4.

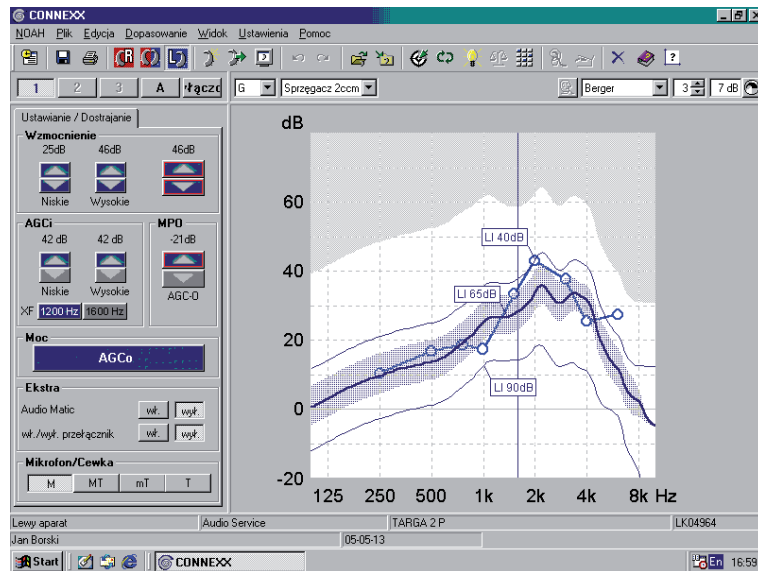
- wiek 59 lat,
- niedosłuch typu odbiorczego z OWG,
- HTL = 45 dB HL ucho lewe,
- HTL = 48 dB HL ucho prawe,
- uraz akustyczny,
- używa aparatu od 9 lat.

Wyniki badań dla tego pacjenta przedstawiono na rycinach 6.28.–6.34.

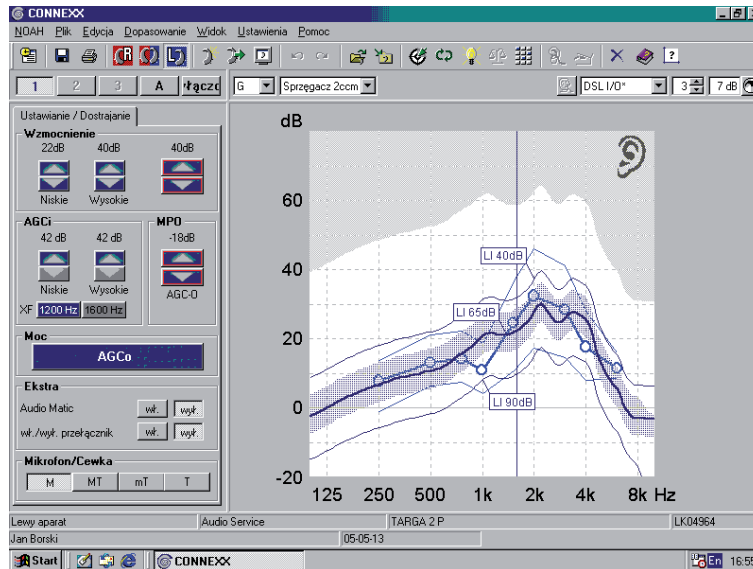


Rycina 6.28. Dane audiometryczne pacjenta 4.

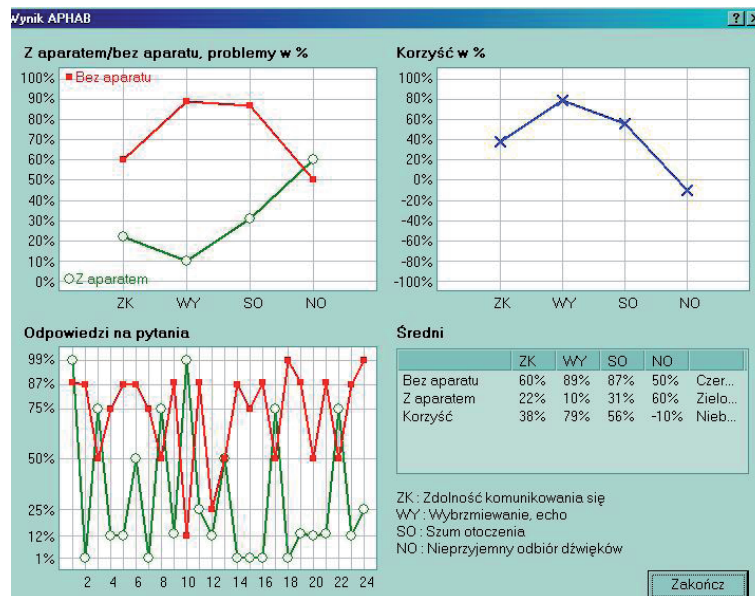
Dopasowano aparat – 1.



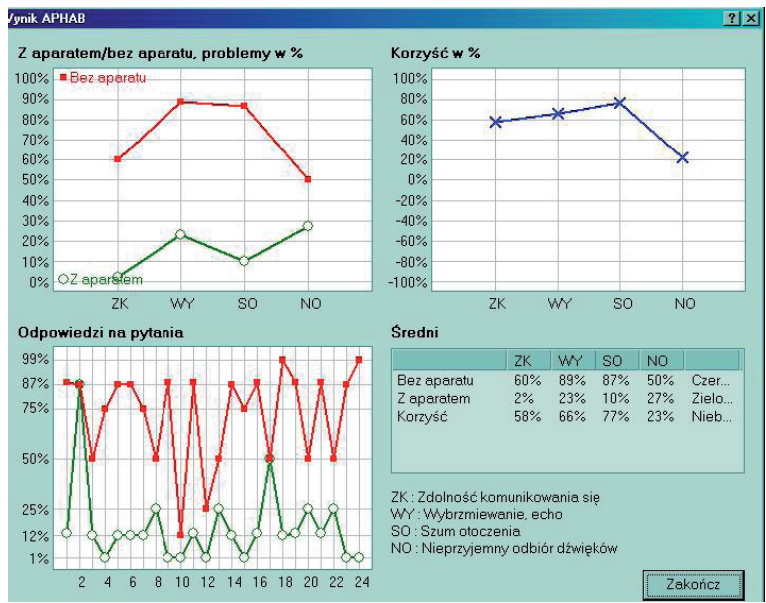
Rycina 6.29. Charakterystyka wzmocnienia aparatu – procedura BERGER.



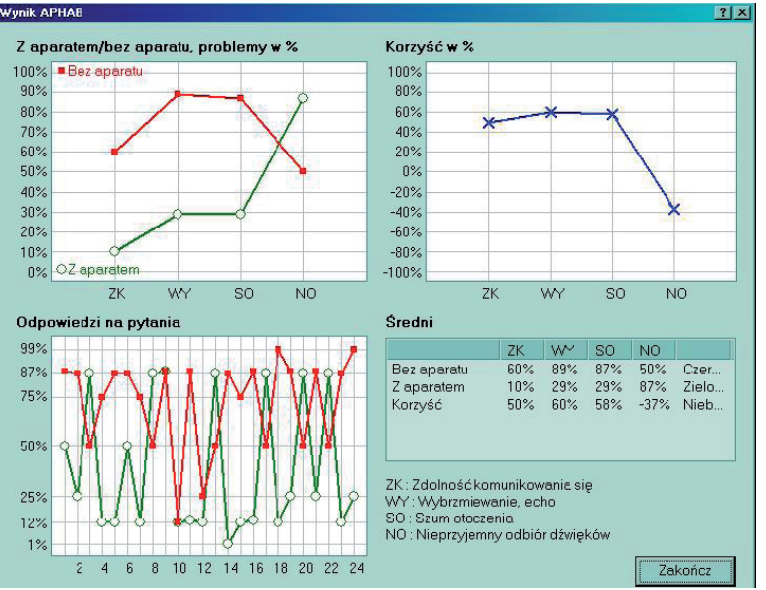
Rycina 6.30. Charakterystyka wzmacnienia aparatu – procedura DSL_{10} .



Rycina 6.31. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura BERGER.



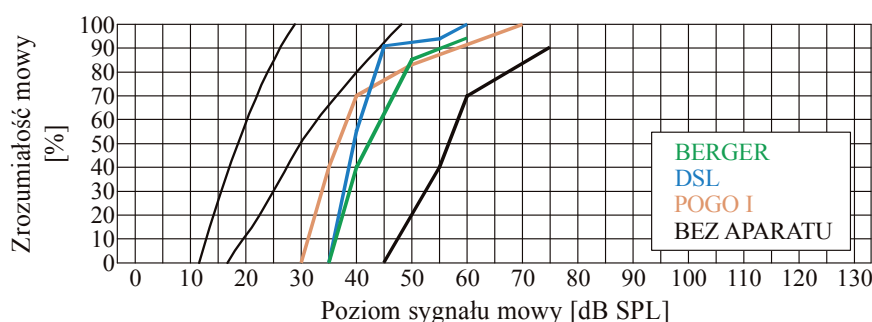
Rycina 6.32. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura DSL₁₀₀.



Rycina 6.33. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, poprzedni aparat, procedura POGO1.

Wrażenia pacjenta

- ◆ Procedura klasyczna BERGER:
 - gorsza zrozumiałość mowy na tle szumu,
 - nieprzyjemny odbiór głośnych dźwięków,
 - problem ze słyszeniem cichych dźwięków.
- ◆ Procedura współczesna $DSL_{1/0}$:
 - poprawa zrozumienia mowy na tle szumu,
 - naturalny odbiór dźwięków cichych i głośnych,
 - odkrycie na nowo świata dźwięków.



Rycina 6.34. Zrozumienie mowy przy dopasowaniu aparatu nr 1 różnymi metodami dopasowania.

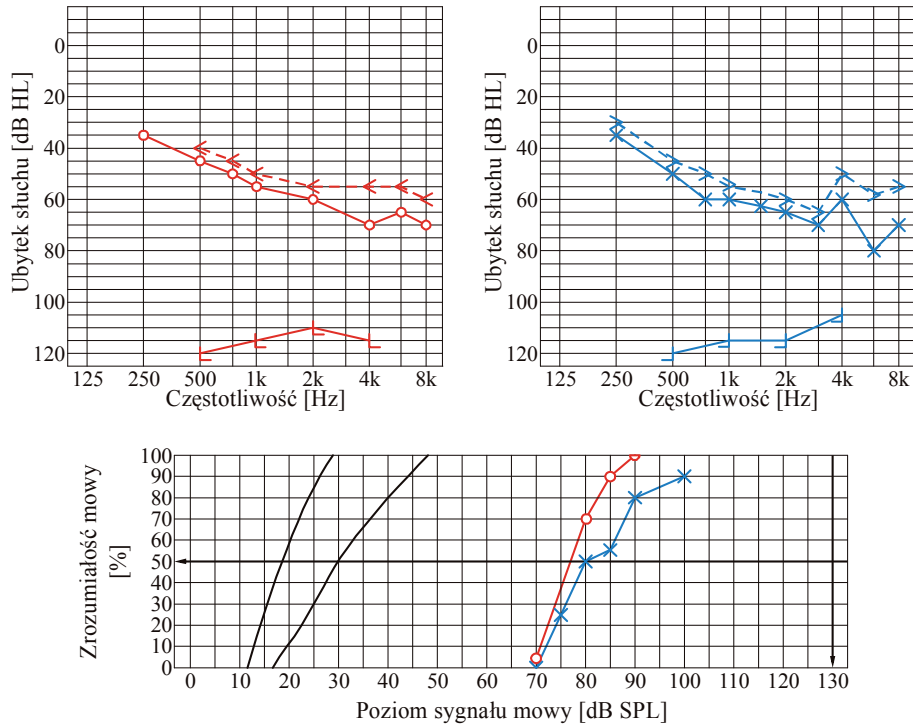
Uwagi końcowe

W kwestionariuszu APHAB pacjent najwyżej ocenił współczesną procedurę $DSL_{1/0}$, oferującą zdecydowanie wyższy komfort niż procedury klasyczne – BERGER i POGO1. Ocena ta powtarza się w przypadku określenia zysku zrozumienia mowy, gdzie współczesna procedura $DSL_{1/0}$ dała jej największą wartość.

Pacjent 5.

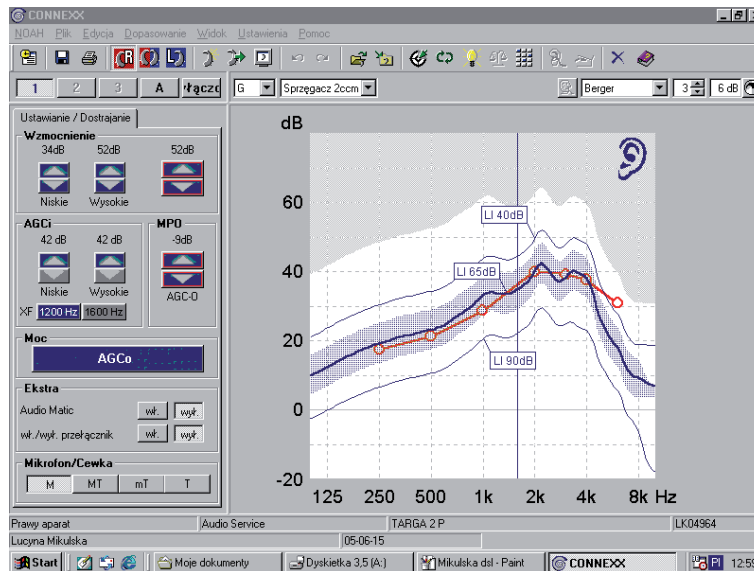
- wiek 60 lat,
- ubytek średniej wielkości,
- niedosłuch typu odbiorczego,
- HTL = 60 dB HL ucho lewe,
- HTL = 53 dB HL ucho prawe,
- upośledzenie słuchu od wczesnych lat dzieciństwa,
- niedosłuch uwarunkowany genetycznie.

Wyniki badań dla tego pacjenta przedstawiono na rycinach 6.35.–6.42.

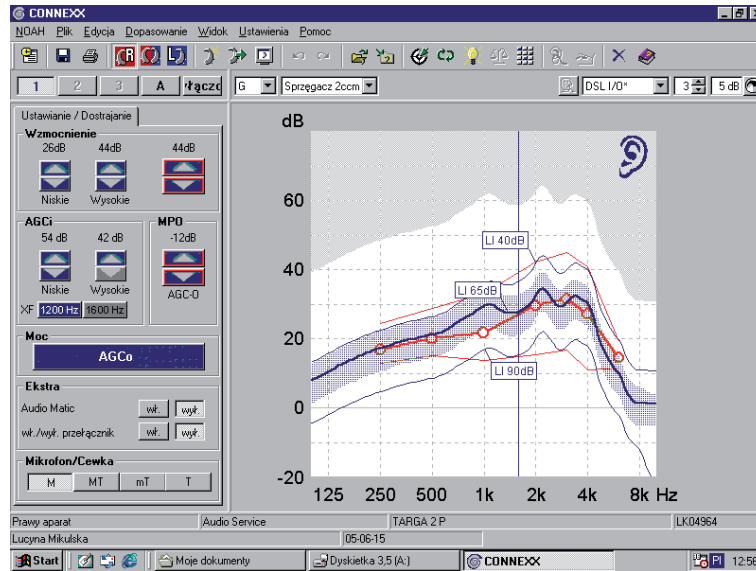


Rycina 6.35. Dane audiometryczne pacjenta 5.

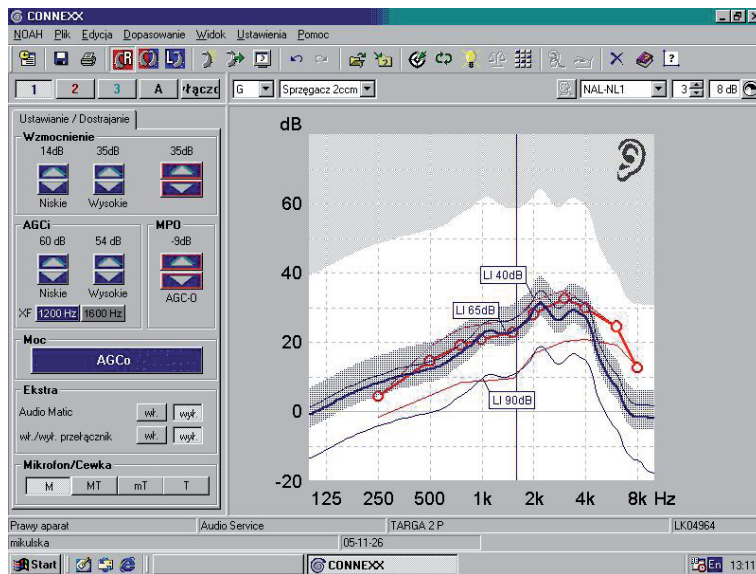
Dopasowano aparat – 1.



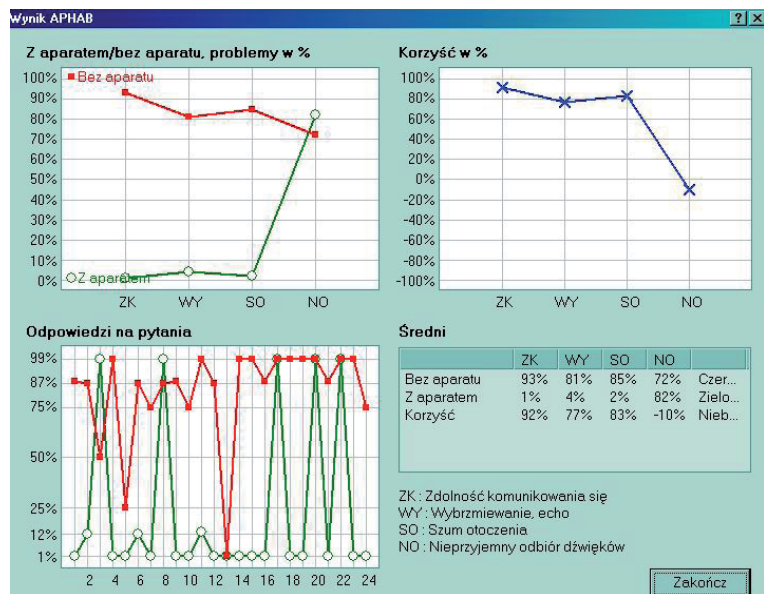
Rycina 6.36. Charakterystyka wzmocnienia aparatu – procedura BERGER.



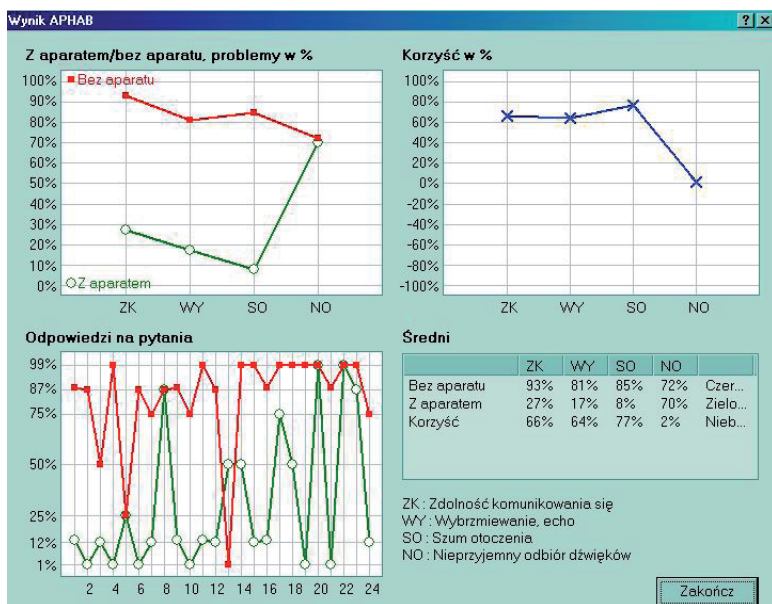
Rycina 6.37. Charakterystyka wzmocnienia aparatu – procedura $DSL_{1/0}$.



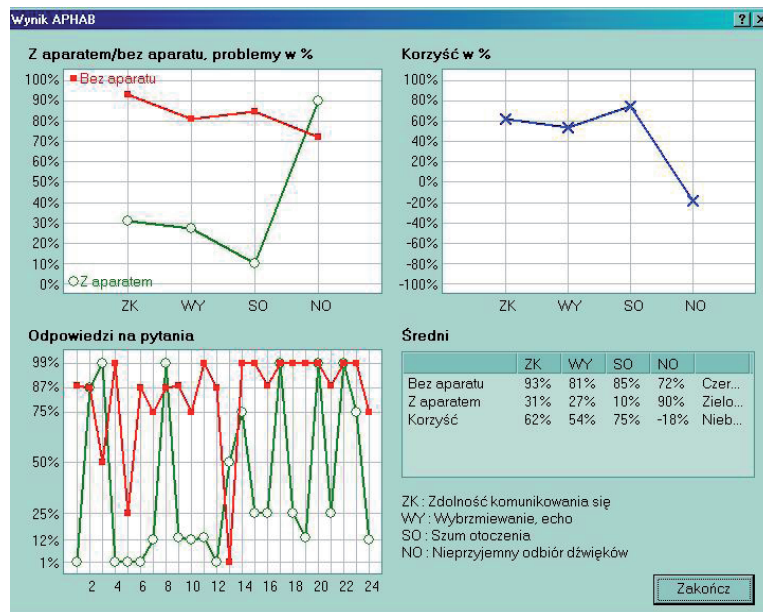
Rycina 6.38. Charakterystyka wzmocnienia aparatu – procedura NAL-NL1.



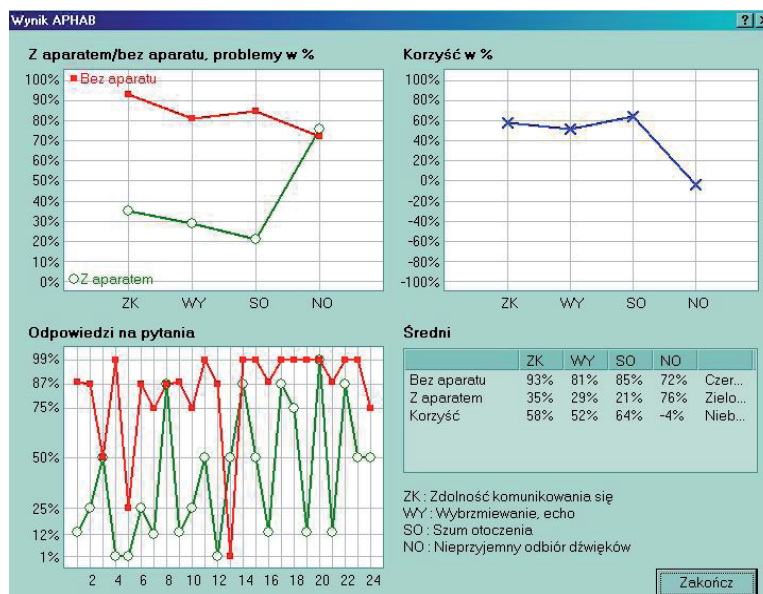
Rycina 6.39. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura BERGER.



Rycina 6.40. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura DSL₁₀.



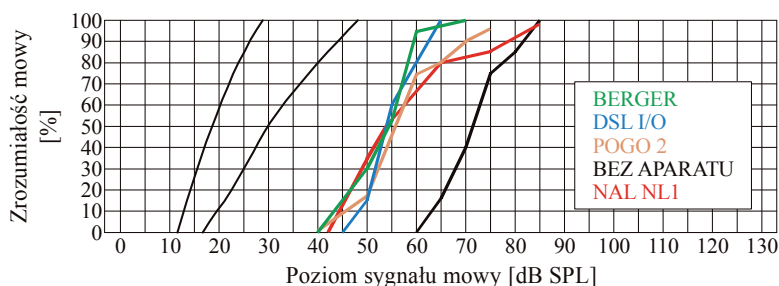
Rycina 6.41. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, procedura NAL-NL1.



Rycina 6.42. Ocena komfortu słyszenia dokonana za pomocą formularza APHAB, poprzedni aparat, procedura POGO2.

Wrażenia pacjenta

- ◆ Procedura klasyczna BERGER:
 - poprawa rozumienia mowy, nie ma potrzeby patrzenia w twarz rozmówcy,
 - poprawa postrzegania dźwięków świata zewnętrznego (śpiew ptaków),
 - niekorzystny odbiór głośnych dźwięków,
 - hałas komunikacyjny postrzegany negatywnie.
- ◆ Procedura współczesna DSL_{I/O}:
 - swoboda komunikacji,
 - brak konieczności stawania blisko rozmówcy, patrzenia w twarz,
 - lepszy odbiór dźwięku telefonu, domofonu i telewizji,
 - odgłosy uliczne nie przeszkadzały w odbiorze audycji radiowych i telewizyjnych,
 - sygnały impulsowe nie są nieprzyjemne.
- ◆ Procedura współczesna NAL-NL1:
 - większe nasilenie odgłosów zewnętrznych w porównaniu do DSL_{I/O},
 - gorszy odbiór mowy w porównaniu do DSL_{I/O}.



Rycina 6.43. Zrozumienie mowy przy dopasowaniu aparatu nr 1 różnymi metodami dopasowania.

Uwagi końcowe

W kwestionariuszu APHAB kształt profilu danych bez aparatu (% problemów przy percepcji) jest typowym przykładem złego przystosowania do linowego aparatu słuchowego. Wypełniając kwestionariusz APHAB pacjent wysoko ocenił procedurę klasyczną BERGER uzyskując najwyższą korzyść z dopasowania. Należy wziąć pod uwagę to, iż tak wysoka ocena mogła być spowodowana różnicą jakości oferowanego dźwięku między poprzednio noszonym aparatem a aparatem użytym w badaniach.

Analizując trzy parametry kwestionariusza APHAB: zdolność komunikacji w ciszy, zdolność komunikacji w warunkach pogłosowych, zdolność komunikacji w obecności szumu otoczenia, procedury współczesne NAL-NL1 i DSL_{I/O}, a także POGO2 (zastosowaną w poprzednio stosowanym aparacie) uzyskały po-

dobne wyniki. Jednakże ze wszystkich procedur dopasowania zastosowanych dla tego pacjenta tylko DSL_{1/0} zapewniła przyjemny odbiór głośnych, niespodziewanych dźwięków.

W przypadku oceny zysku zrozumienia mowy bardzo zbliżone wyniki osiągnęły procedury BERGER i DSL_{1/0}, oferując lepszą zrozumiałość niż procedury NAL-NL1 i POGO2. Wrażenia pacjenta pokrywają się z wynikami uzyskanymi w kwestionariuszu APHAB i zysku zrozumienia mowy. Najwyżej oceniona została współczesna procedura DSL_{1/0}.

6.2.3. Wnioski

Pacjenci z odbiorczym ubytkiem słuchu bez efektu wyrównania głośności uzyskiwali najlepsze wyniki oceny wynikające z kwestionariusza APHAB, jak i bezpośredniej oceny zrozumienia mowy, używając aparatów słuchowych dopasowywanych współczesnymi procedurami: NAL-NL1 i NAL-RP. Procedury klasyczne w przypadku tych pacjentów były postrzegane negatywnie (BERGER, POGO2).

Procedura DSL_{1/0} najwięcej korzyści przyniosła pacjentom z ubytkiem odbiorczym i efektem wyrównania głośności, a także pacjentowi z urazem akustycznym. Procedura klasyczna BERGER, jak i procedury współczesne zapewniły komfort w przypadku niewielkiego ubytku słuchu związanego z wiekiem pacjenta.

Przeprowadzenie dalszych badań wymaga uwzględnienia następujących, mających wpływ na ocenę procedur dopasowania, czynników:

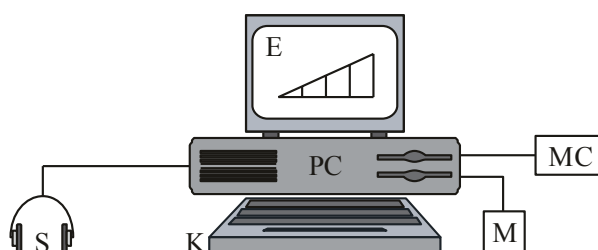
- 1) Wszystkie pomiary należy przeprowadzać z jednym aparatem, najlepiej z tym, którego pacjent używa na co dzień. Warunkiem jest odpowiednia jakość aparatu.
- 2) Osobami badanymi, oprócz doświadczonych użytkowników, powinny być także pacjenci, którzy nigdy wcześniej nie używali aparatu słuchowego. Odpowiedzi ich mogą być bardziej obiektywne, ponieważ nie są oni przyzwyczajeni do ustawień poprzedniego aparatu lub też procedur dopasowania.
- 3) Należy wydłużyć czas, użytkowania aparatu dopasowanego określoną metodą. Ma on również istotny wpływ na uzyskane efekty, ze względu na istniejącą zależność między czasem użytkowania aparatu a osiąganym zrozumieniem mowy i komfortem słuchania.
- 4) Należy zwiększyć ilość badanych pacjentów, aby uzyskane wyniki były bardziej reprezentatywne.

6.3. Testowanie metody HGJ

W oddzielnym cyklu badań testowano efektywność dopasowania aparatów słuchowych na bazie procedury HGJ, mając na uwadze zarówno jej charakter interaktywny jak i diagnostyczny (ocena efektu wyrównania głośności) [94, 124, 138].

6.3.1. Aparatura i warunki eksperymentu

Pomiar skalowania głośności dźwięków naturalnych przeprowadzono w specjalnie przygotowanym pomieszczeniu za pomocą aparatury przedstawionej w formie schematu blokowego na rycinie 6.44.



Rycina 6.44. Schemat blokowy aparatury pomiarowej wykorzystanej w procedurze HGJ gdzie:

- S słuchawki
- PC komputer
- M myszka
- MC magnetofon cyfrowy
- E ekran monitora
- K klawiatura komputera.

6.3.2. Dobór sygnału akustycznego

Badania miały na celu potwierdzenie głównych założeń procedury HGJ, sprawdzenie możliwości jej praktycznego wykorzystania oraz wskazanie jej zalet i wad. Zaprezentowana procedura została przetestowana na 8 osobach w wieku 50 do 75 lat. Wszystkie osoby zostały przebadane audiologicznie i stwierdzono u nich obustronne niedosłuchy odbiorcze lub mieszane. W trakcie badań prezentowano sygnał muzyczny – fragment fugi Bacha – o czasie trwania 188 s i równoważnym poziomie dźwięku $L_{eq} = 75$ dB SPL. Lokalne zmiany dynamiki sygnału akustycznego wynosiły do 38 dB; sygnał akustyczny podawany był słuchaczowi na testowane ucho przez słuchawki (odtwarzany był z dysku komputera, gdzie został uprzednio przegrany z magnetofonu cyfrowego).

Grupie 8. słuchaczy z uszkodzonym słuchem dopasowano aparat słuchowy opierając się na klasycznych procedurach dopasowania aparatów słuchowych (POGO, BERGER). Procedurę klasyczną dopasowania aparatu słuchowego dla danego pacjenta wybrano zgodnie z założeniami poszczególnych procedur, tzn. przy wyborze odpowiedniej procedury opierano się na przebiegu proggu słuchowego danego pacjenta (wielkości ubytku słuchu), a w następnej kolejności wybierano odpowiednią regułę dopasowania aparatu słuchowego. Po upływie dwóch tygodni zmieniono ustawienia aparatów słuchowych zgodnie z założeniami procedury HGJ.

6.3.3. Wyniki badań

6.3.3.1. Metoda APHAB

Test APHAB w pierwszej serii badań wykonywano u 5 z wszystkich badanych osób zarówno po zastosowaniu klasycznej metody dopasowania aparatu słuchowego, jak i metody HGJ. Porównanie wyników metody APHAB dla obu procedur dopasowania aparatu słuchowego przedstawiają poniższe wykresy, (ryciny 6.45.–6.49.).

—◆— | Korzyść w % – metoda klasyczna

—■— | Korzyść w % – metoda HGJ

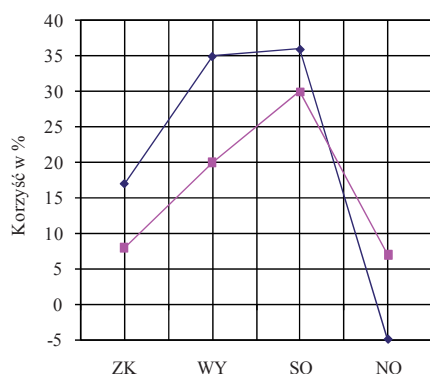
Oznaczenia na wykresach:

ZK zdolność komunikowania się

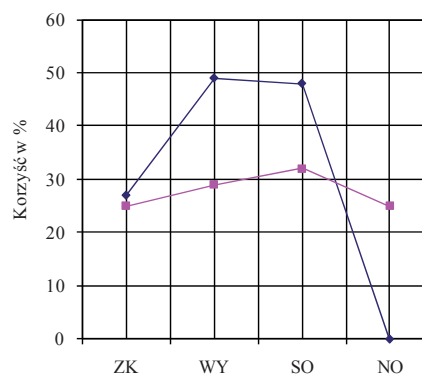
WY wybrzmiewanie, echo

SO szum otoczenia

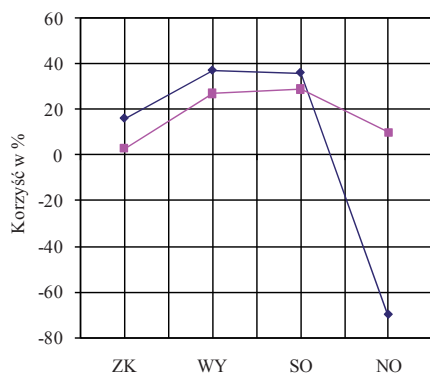
NO nieprzyjemny odbiór dźwięków



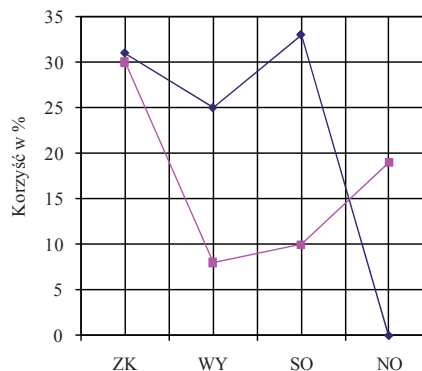
Rycina 6.45. Wyniki badań APHAB (R.H.).



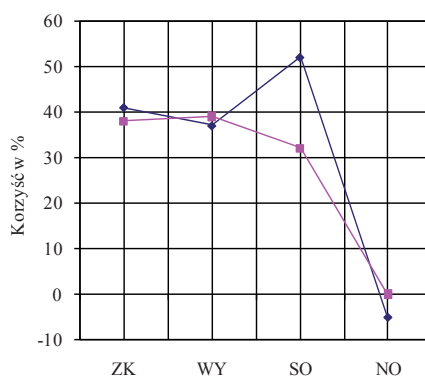
Rycina 6.46. Wyniki badań APHAB (J.M.).



Rycina 6.47. Wyniki badań APHAB (A.W.).



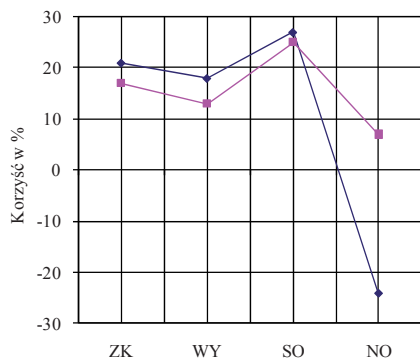
Rycina 6.48. Wyniki badań APHAB (K.W.).



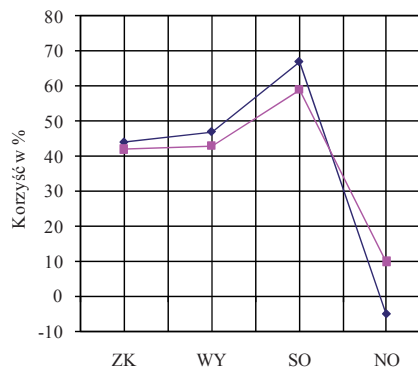
Rycina 6.49. Wyniki badań APHAB (A.C.).

Metoda APHAB wskazuje, że u każdej z badanych osób wynik dopasowania aparatu słuchowego był lepszy dla procedury klasycznej aniżeli dla procedury HGJ. Zauważono jednak, że w każdym z opisanych przypadków odbiór „nieprzyjemnych” dźwięków dawał lepszy rezultat przy dopasowaniu aparatu słuchowego zgodnie z założeniami procedury HGJ. W celu poprawy pozostałych parametrów (ZK, WY, SO), wpływających na efektywność dopasowania aparatu słuchowego, w przypadku procedury HGJ konieczne okazało się dodanie do ogólnego wzmocnienia – sugerowanego przez tę procedurę – 15 dB (wartość ta została oszacowana na bazie subiektywnych wrażeń pacjentów domagających się wzrostu głośności sygnału do poziomu MCL).

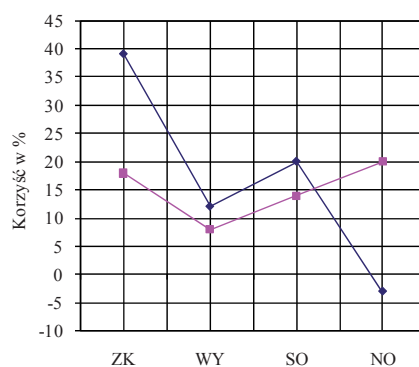
Wyniki otrzymanych badań dla trzech kolejnych osób (po dokonaniu korekcji ogólnego wzmocnienia aparatu słuchowego o 15 dB) przedstawiają poniższe, ryciny od 6.50. do 6.52.



Rycina 6.50. Wyniki badań APHAB (L.K.).



Rycina 6.51. Wyniki badań APHAB (T.B.).



Rycina 6.52. Wyniki badań APHAB (E.W.).

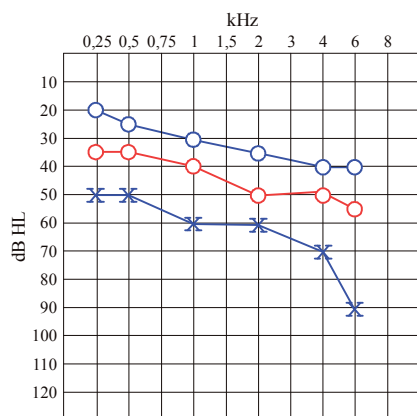
Po dodaniu do ogólnego wzmocnienia 15 dB w przypadku procedury HGJ, pacjenci każdorazowo sygnalizowali poprawę parametrów ZK, WY oraz SO, przy w dalszym ciągu bardzo pozytywnej ocenie parametru NO. W przypadku dopasowania aparatu słuchowego zgodnie z założeniami procedur klasycznych odbiór głośnych dźwięków określany był jako nieprzyjemny (parametr NO), co potwierdzają powyższe wyniki badań.

6.3.3.2. Audiometria tonalna w wolnym polu

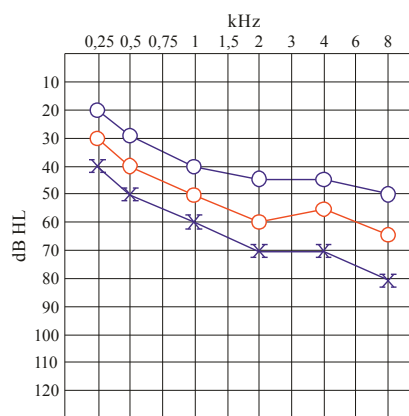
Wyniki badań audiometrii tonalnej przeprowadzonej w wolnym polu u pierwszych 5 pacjentów przedstawiają poniższe audiogramy (ryciny od 6.53. do 6.57.).

Oznaczenia na audiogramach:

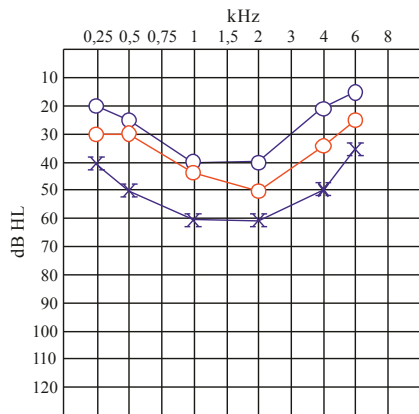
- współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ
- klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego
- X audiogram tonalny bez aparatu słuchowego



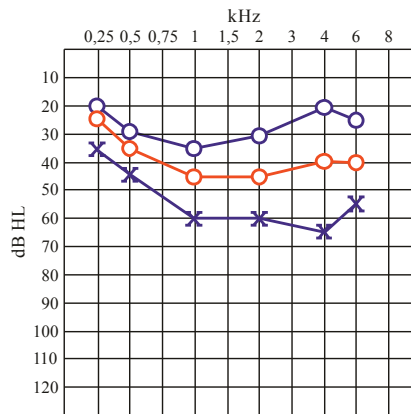
Rycina 6.53. Audiogram tonalny w wolnym polu (R.H.).



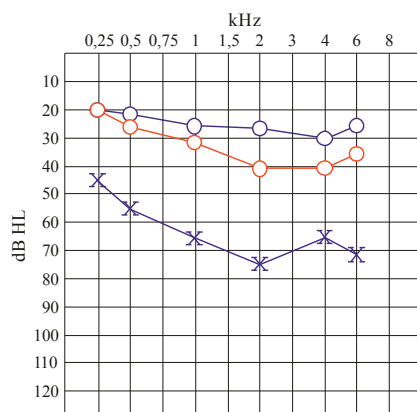
Rycina 6.54. Audiogram tonalny w wolnym polu (J.M.).



Rycina 6.55. Audiogram tonalny w wolnym polu (A.W.).

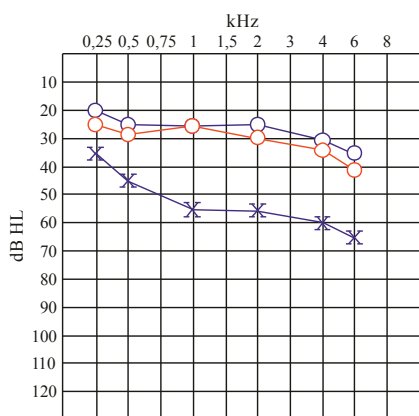


Rycina 6.56. Audiogram tonalny w wolnym polu (K.W.).

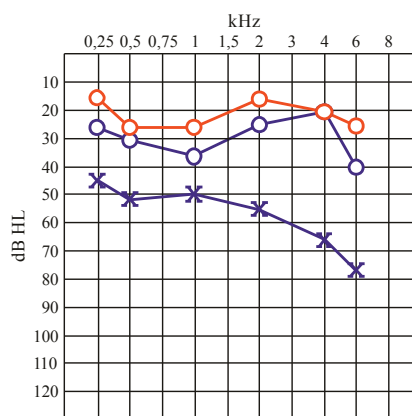


Rycina 6.57. Audiogram tonalny w wolnym polu (A.C.).

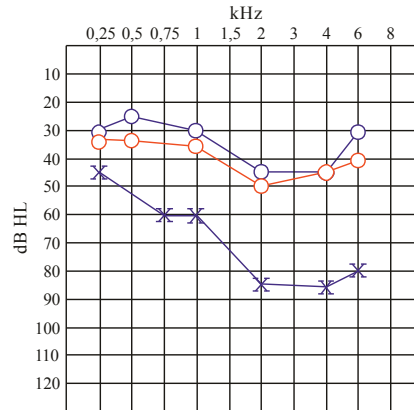
Jak wynika z powyższych audiogramów, u każdej z badanych osób rezultat dopasowania aparatu słuchowego za pomocą procedury klasycznej dawał lepszy wynik o około 15 dB w stosunku do procedury HGJ. Dlatego też u kolejnych trzech osób po zastosowaniu klasycznej procedury dopasowania aparatu słuchowego ustawiano aparat zgodnie z założeniami procedury HGJ, jednak do ogólnego wzmocnienia dodano 15 dB. Wyniki przedstawiają poniższe audiogramy, ryciny od 6.58. do 6.60.



Rycina 6.58. Audiogram tonalny w wolnym polu (T.B.).



Rycina 6.59. Audiogram tonalny w wolnym polu (L.K.).



Rycina 6.60. Audiogram tonalny w wolnym polu (E.W.).

Na podstawie powyższych audiogramów stwierdzono, że zarówno klasyczne procedury dopasowania aparatów słuchowych, jak i procedura HGJ (po dodaniu 15 dB do ogólnego wzmocnienia) dają porównywalne wyniki.

6.3.3.3. Badanie zrozumiałości mowy w wolnym polu

Wyniki badań zrozumiałości mowy, dla klasycznej procedury dopasowania aparatu słuchowego oraz dla procedury HGJ, przeprowadzone w wolnym polu przedstawiają dla kolejnych 5 osób tabele 6.2.–6.6.

Tabela 6.2. Poprawa zrozumienia mowy (R.H.)

Bez aparatu	Z aparatem		Poprawa zrozumiałości mowy	
	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ
10%	80%	60%	70%	50%

Tabela 6.3. Poprawa zrozumienia mowy (J.M.)

Bez aparatu	Z aparatem		Poprawa zrozumiałości mowy	
	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ
10%	80%	75%	70%	65%

Tabela 6.4. Poprawa zrozumienia mowy (W.K.)

Bez aparatu	Z aparatem		Poprawa zrozumiałości mowy	
	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ
60%	100%	90%	40%	30%

Tabela 6.5. Poprawa zrozumienia mowy (A.W.)

Bez aparatu	Z aparatem		Poprawa zrozumiałości mowy	
	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ
10%	90%	75%	80%	65%

Tabela 6.6. Poprawa zrozumienia mowy (A.C.)

Bez aparatu	Z aparatem		Poprawa zrozumiałości mowy	
	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ
50%	100%	90%	50%	40%

Jak wynika z badań zrozumienia mowy w wolnym polu każdorazowo aparat dopasowany za pomocą klasycznych procedur dawał lepsze zrozumienie mowy średnio o 10% w stosunku do metody HGJ.

U pozostałych trzech pacjentów w momencie dopasowania aparatu słuchowego, zgodnie z założeniami procedury HGJ, do ogólnego wzmocnienia dodano 15 dB. Wyniki otrzymanych badań przedstawiają tabele 6.7.–6.9.

Tabela 6.7. Poprawa zrozumienia mowy (E.W.)

Bez aparatu	Z aparatem		Poprawa zrozumiałości mowy	
	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ
40%	80%	80%	40%	40%

Tabela 6.8. Poprawa zrozumienia mowy (T.B.)

Bez aparatu	Z aparatem		Poprawa zrozumiałości mowy	
	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ
20%	70%	70%	50%	50%

Tabela 6.9. Poprawa zrozumienia mowy (L.K.)

Bez aparatu	Z aparatem		Poprawa zrozumiałości mowy	
	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ	Klasyczna procedura dopasowania aparatu słuchowego	Współczesna procedura dopasowania aparatu słuchowego – HGJ
60%	90%	90%	30%	30%

Jak wynika z przeprowadzonych badań, po dodaniu do ogólnego wzmocnienia 15 dB w przypadku procedury HGJ, rezultat dopasowania aparatu słuchowego dla procedury klasycznej oraz HGJ jest taki sam. U wszystkich zbadanych osób uzyskano taki sam procent poprawy zrozumienia mowy, niezależnie czy aparat dopasowano zgodnie z założeniami procedury klasycznej czy też HGJ, co potwierdzają powyższe tabele.

6.3.4. Wnioski

Po przeprowadzeniu badań na grupie 8 pacjentów z uszkodzonym słuchem, dopasowano im aparat słuchowy korzystając z procedury klasycznej (opartej na wynikach audiometrii tonalnej), a następnie po upływie dwóch tygodni zmieniano ustawienia zgodnie z założeniami procedury HGJ.

Sformułowano następujące spostrzeżenia:

1. Procedura HGJ wymaga dokładnego wyjaśnienia sposobu skalowania głośności sygnału w układzie komputera i myszy, co stanowi czasami problem zwłaszcza dla ludzi starszych.
2. Konieczne jest przeprowadzenie próbnego skalowania głośności na sygnale naturalnym (nawet kilkakrotnie).
3. Pacjenci oceniają przebieg badania jako bardzo naturalny i przyjemny (mają czynny udział w dopasowaniu aparatu słuchowego).
4. Sygnały akustyczne odbierane w aparacie słuchowym, ustawionym zgodnie z wynikami procedury HGJ, określono jako naturalne i przyjemne zwłaszcza dla głośnych dźwięków.
5. Pacjenci preferują procedurę HGJ w stosunku do innych procedur wykorzystujących sygnał syntetyczny, uznając ją za przyjemną, nieuciążliwą i niemonotonną.
6. Podobnie jak w przypadku klasycznych procedur dopasowania aparatów słuchowych, opierających się na wynikach audiometrii tonalnej, procedura HGJ okazała się uniwersalna, co oznacza m.in. brak wpływu wieku pacjenta, jego wykształcenia i poziomu inteligencji na wyniki eksperymentu.
7. Pełne wykorzystanie wszystkich zalet procedury HGJ wymaga przy jej stosowaniu uwzględnienia dodatkowego wzmocnienia o wartości 15 dB.

6.4. Wyniki badań procedury tolerowanego poziomu szumu tła (ANL_{fitt})

Badanie efektywności dopasowania aparatu słuchowego za pomocą pomiaru tolerowanego szumu tła weryfikowano metodą APHAB dla 10 osób (8 osób – obustronny niedosłuch odbiorczy, symetryczny, 2 osoby – niedosłuch odbiorczy – niesymetryczny), tabela 6.10.

U badanych osób nie wykonywano badania w wolnym polu określającego zrozumienie mowy ze względu na to, że podobne informacje uzyskujemy w oparciu o wyniki procedury APHAB.

Tabela 6.10. Weryfikacja otrzymanych wyników badań efektywności dopasowania aparatu słuchowego na podstawie pomiaru tolerowanego szumu tła w oparciu o metodę APHAB

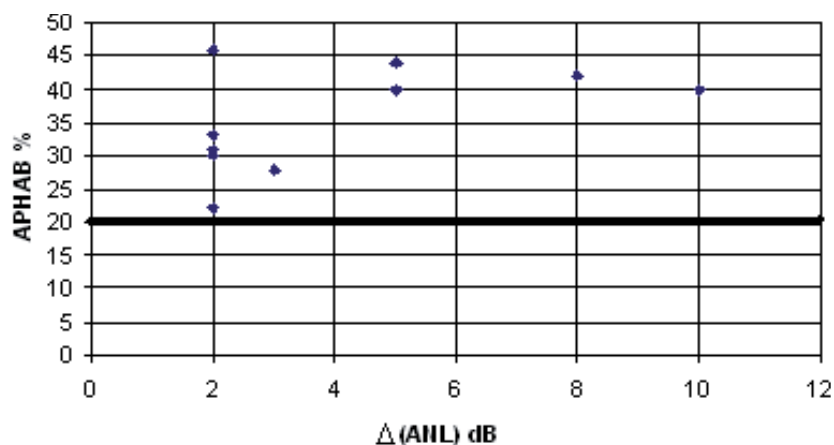
Pacjent	ANL _{fit}		$\Delta(\text{ANL}_{\text{fit}})$	APHAB
	bez aparatu [dB]	z aparatem [dB]		korzyść zrozumienia mowy [%]
Cz.B.	17	9	8	42
L.S.	4	2	2	22
M.E.	3	1	2	33
A.E.	4	2	2	46
S.H.	10	5	5	40
Z.R.	6	4	2	31
Z.J.	6	3	3	28
K.M.	3	1	2	30
J.B.	10	5	5	44
B.J.	11	1	10	40

Na podstawie przeprowadzonych badań można wnioskować, że korzyść zrozumienia mowy $K(\text{ZM})$ uzyskana w oparciu o metodę APHAB jest większa bądź równa 20% dla $(\text{ANL}_{\text{fit}})$ większego lub równego 2 dB.

(6.5) $K(\text{ZM}) \geq 20\%$ dla $(\text{ANL}_{\text{fit}}) \geq 2$ dB

Ze względu na łatwość wykonania pomiaru tolerowanego poziomu szumu tła akustycznego, jaki skłonny jest zaakceptować 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 (wymaga pomocy osoby badającej w interpretacji pytań), metoda ANL_{fit} jest prosta i szybka dla osoby badanej.

Wyniki przeprowadzonych badań zamieszczono na rycinie 6.61.



Rycina 6.61. Wyniki badań $\Delta(\text{ANL})_{\text{fit}}$ oraz APHAB.

6.4.1. Wnioski

Za pomocą metody ankietowej APHAB oraz na podstawie badań audiometrycznych wykonanych w wolnym polu oceniano, w którym przypadku dopasowany aparat słuchowy jest przez pacjentów bardziej akceptowany.

Badano również poziom szumu tła, jaki skłonny jest tolerować słuchacz w czasie rozmowy oraz określono wartości progowe parametru ANL_{fit} dla poprawnego doboru i dopasowania aparatu słuchowego, a tym samym zdefiniowano nową miarę efektywności dopasowania aparatu słuchowego.

Można wnioskować, że:

1. Nowa miara efektywności dopasowania aparatu słuchowego bazująca na pomiarze wielkości ANL_{fit} jest bardziej uniwersalna niż miary oparte na badaniu zrozumiałości mowy. Jest ona niezależna od języka testu słownego i znacznie szybsza.
2. Korzyść zrozumienia mowy $K(\text{ZM})$ uzyskana w oparciu o procedurę APHAB jest większa bądź równa 20% dla (ANL) większego lub równego 2 dB.

7. Skalowanie głośności metodą HGJ przez dzieci

Wynikiem bardzo pozytywnej oceny przez osoby dorosłe z ubytkami słuchu metody HGJ, jako procedury dopasowania aparatu słuchowego, była próba jej wykorzystania u dzieci w wieku szkolnym [92]. Dzieci w tym wieku (8–15 lat) niechętnie biorą udział w badaniach wykorzystujących klasyczną audiometrię tonalną, co w efekcie prowadzi do bardzo dużych niedokładności w wyznaczonych wartościach progu słyszenia [83].

7.1. Metodyka i przebieg badań

Do eksperymentu wytypowano grupę 12 prawidłowo słyszących dzieci w wieku 7–15 lat, uczniów szkoły podstawowej. W badaniu poddano ocenie związek między zmianami amplitudy sygnału akustycznego (fragmenty utworu muzycznego) a wskazanymi przez słuchacza na skali ocen kategoryalnych subiektywnego odczucia głośności. Badane dzieci nie grały na instrumentach muzycznych, miały sporadyczny kontakt z komputerem, a ich słuch (progi przewodnictwa powietrznego i kostnego) pokrywał się z wymogami normowymi [143].

Pomiar w trakcie przeprowadzania procedury HGJ był całkowicie automatyczny; sterowany programem TRAX [39, 40] w środowisku Windows.

Sygnałem testowym był fragment fugi Bacha, o czasie trwania 180 s (ten sam stosowano w badaniach osób dorosłych). Również zadanie dziecka było identyczne – śledzenie zmian głośności sygnału i wskazanie na skali ocen kategoryalnych, wyświetlanej na ekranie komputera, wartości odpowiadającej postrzeganemu odczuciu głośności. Wskazania dziecka na skali [KU] rejestrowane były automatycznie i porównywane ze zmianami poziomu ciśnienia akustycznego sygnału [dB SPL].

Przeprowadzony na początku badań pomiar czasu reakcji dziecka na pojawienie się sygnału akustycznego umożliwił ustalenie wspólnego punktu zerowego obu krzywych, a program TRAX wyznaczał wartość współczynnika korelacji wzajemnej obu tych krzywych [69].

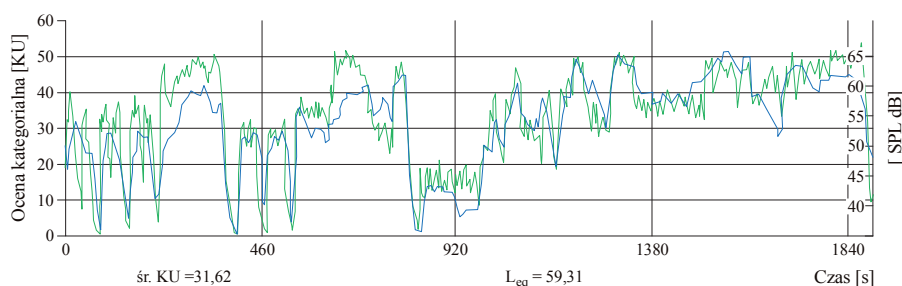
Podstawowy cykl pomiarów poprzedzono rozmową z kolejnym dzieckiem, w trakcie której szczegółowo wyjaśniono przebieg pomiaru i zadania, które są do wykonania. Każdy fragment rozmowy ilustrowano graficznie i akustycznie.

Następnie dokonano prezentacji akustycznej fragmentu utworu muzycznego (innego jak w badaniach zasadniczych) ze wskazaniem oczekiwanej reakcji w postaci ruchu myszki komputera wzdłuż osi skali uwidocznionej na jego ekranie. Prezentację powtarzano kilkakrotnie aż do momentu, gdy prowadzący badania był pewny, że dziecko rozumie postawione przed nim zadanie.

7.2. Wyniki badań skalowania głośności

Na rycinach 7.1. i 7.2. przedstawiono przykładowe wykresy oceny kategoryjalnej zmian głośności [KU] wybranego fragmentu fugi Bacha, percypowanej przez dziecko – krzywa niebieska, którą zestawiono z krzywą zmian ciśnienia akustycznego sygnału [dB SPL] – krzywa zielona. Dzieci badano przy nastawach karty dźwiękowej odpowiadającej poziomowej komfortowego słyszenia MCL.

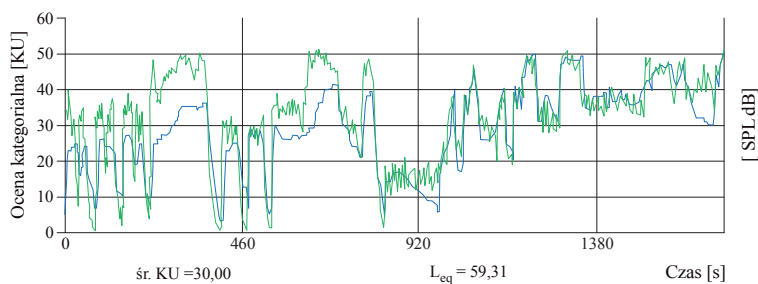
Na rycinie 7.1. przedstawiono wynik oceny kategoryjalnej zmian głośności wybranego fragmentu fugi Bacha dla dziecka w wieku 7 lat.



Rycina 7.1. Wyniki oceny kategoryjalnej [KU] dziecka J.O. (7 lat).

Wartość współczynnika korelacji krzywych $R = 0,86$; postrzegane zmiany poziomu ciśnienia akustycznego sygnału są skalowane niemal bezbłędnie przez badane dziecko.

Na rycinie 7.2. przedstawiono wynik badania otrzymany dla dziecka w wieku 11 lat.



Rycina 7.2. Wyniki oceny kategoryjalnej [KU] dziecka W.J. (11 lat).

Pomimo tego, że skalowanie sygnału akustycznego charakteryzującego się szybko zmiennymi w czasie poziomami głośności, nawet dla dziecka bardzo skupionego na postawionym mu zadaniu jest bardzo trudne, osiągnięty wynik $R = 0,82$ należy uznać za bardzo dobry.

Za kryterium poprawności odpowiedzi, zgodnie z procedurą pomiarów przeprowadzonych wcześniej dla osób dorosłych (rozdział 6), uznano wartość współczynnika korelacji $R = 0,60$. Wartości R poniżej $0,60$ dyskwalifikowały pomiar. W tabeli 7.1. zestawiono wartości średnie współczynnika korelacji R dla badanej grupy dzieci.

Tabela 7.1. Zestawienie średnich wartości współczynnika korelacji dla badanych dzieci

Pacjent	Wiek [lata]	Czas reakcji [ms]	Liczba pomiarów	Średnie wartości R
M.J.	11	204	4	0,82
W.J.	12	295	3	0,79
K.J.	10	310	6	0,83
A.J.	15	275	3	0,78
J.O.	8	390	4	0,83
M.L.	8	294	4	0,77
K.S.	7	429	2	0,67
M.J.	15	314	6	0,74
M.D.	12	319	4	0,71
S.H.	13	337	4	0,82
P.H.	15	267	3	0,84
K.G.	9	292	3	0,80
P.K.	10	671	5	0,78
J.P.	9	202	4	0,77

Duży rozrzut wartości zmierzonego czasu reakcji u dzieci jest wynikiem różnic ich sprawności manualnej i spostrzegawczości. Pomiaru dokonano kilkakrotnie, przy czym początkowo długi czas reakcji, po kilku próbach, stabilizował się wokół wartości średniej określonej w tabeli 7.1.

7.3. Wnioski

Opóźnione wartości czasu reakcji u dziecka należy wiązać bezpośrednio z problemami koncentracji, które u niego występują. Spokojna i nastawiona na dziecko rozmowa, jak i odpowiednie ćwiczenia, pozwalają je jednak zmobilizować o czym świadczą otrzymane wartości współczynnika R .

Wnioski co do rodzaju odpowiedniego do tej procedury sygnału akustycznego w przypadku dzieci w wieku szkolnym są następujące:

1. W sygnale powinny występować bardzo wyraźne zmiany poziomu ciśnienia akustycznego, odpowiednio rozłożone w czasie.
2. Sygnał nie powinien zawierać wyraźnej linii melodycznej, dzieci wykazują bowiem tendencje do podążania za zmianami tej linii, w miejsce oczekiwanego podążania za zmianami głośności sygnału.

Na podstawie przeprowadzonych badań wśród grupy dzieci bez ubytków słuchu, w grupie wiekowej na poziomie szkoły podstawowej, wstępnie można stwierdzić, że mają one duże możliwości postrzegania i skalowania zmian głośności dźwięków naturalnych.

Istnieje uzasadnione przypuszczenie, że będzie można zastosować metodę HGJ w diagnozowaniu, a następnie protezowaniu dzieci z niedosłuchem. Otrzymane średnie wartości współczynnika korelacji $R = 0,79$ są porównywalne z wynikami otrzymanymi dla osób dorosłych.

Bardzo znaczący w badaniu metodą HGJ jest pierwszy kontakt badającego z dzieckiem, jak i sposób postawienia przed dzieckiem zadania. Trening słuchowy polepsza dokładność skalowania głośności; być może należy przystosować sposób wizualizacji skali do wieku badanych dzieci.

Pierwsze próby aplikacji metody HGJ w badaniu słuchu dzieci w wieku szkolnym pozwalają wysoko ocenić ich zdolność do skalowania głośności dźwięków zmiennych w czasie, a w efekcie przydatność tej metody jako narzędzia diagnostycznego, umożliwiającego optymalne dopasowanie aparatów słuchowych.

8. Ocena efektywności dopasowania aparatów słuchowych w przypadku występowania obszarów martwych

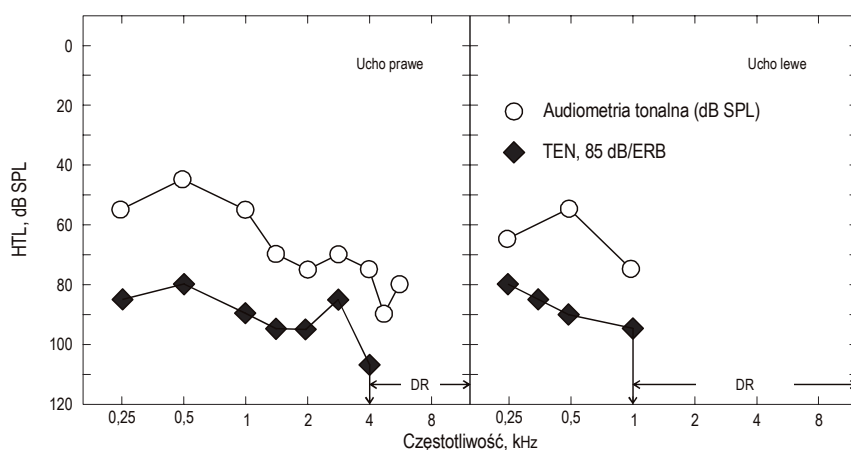
Szczególną grupę pacjentów stanowią osoby z obszarami martwymi, dlatego podjęto próbę oceny skuteczności dopasowania aparatów słuchowych u osób z taką diagnozą [82, 91, 93, 95, 98].

Celem eksperymentu było:

- Określenie optymalnej procedury dopasowania aparatu słuchowego u osoby z dobrze zdiagnozowanymi martwymi obszarami w obu ślimakach ucha wewnętrznego.
- Sprawdzenie konieczności stosowania zaawansowanych technicznie aparatów słuchowych (wielokanałowych).
- Porównanie zysku z aparatuowania jaki pacjent z martwymi obszarami czerpie z różnych strategii dopasowania aparatu.

Pacjentką była 35-letnia kobieta z obustronnym ubytkiem słuchu typu odbiorczego i wysokoczęstotliwościowymi obszarami martwymi. Częstotliwościowe granice martwych obszarów oraz ich obecność stwierdzono za pomocą testu TEN (metoda szumu zrównującego próg), rycina 8.1.

U badanej pacjentki obszar martwy, na uchu prawym, występował powyżej 4 kHz, a na uchu lewym powyżej 1 kHz.



Rycina 8.1. Audiogram pacjentki i wyniki testu TEN.

8.1. Metodyka i przebieg badań

Do obustronnej korekcji wady słuchu pacjentki wykorzystano cztery pary aparatów słuchowych różnych firm, o odmiennych parametrach elektro-akustycznych, tabela 8.1. Stopień zaawansowania technologicznego stosowanych aparatów wzrasta wraz z ich numeracją, najprostszy był aparat słuchowy oznaczony jako H1. Pacjentka nie wiedziała jakie aparaty nosi w danej chwili i jaki jest ich poziom technologiczny. Testowano dwie metody dopasowania aparatów: DSL_{1/0} i NAL-NL1, w czterech różnych strategiach.

Pacjentka oceniała w praktyce każdą parę aparatów słuchowych dopasowanych na bazie danej metody i kolejnej strategii przez okres dwóch tygodni.

Strategie dopasowania stosowane w eksperymencie dobrano w oparciu o wielkość ubytku słuchu pacjentki, jak i wielkość obszarów martwych. Pierwsza strategia to dopasowanie aparatów słuchowych (na bazie metody DSL_{1/0} lub NAL-NL1) z wykorzystaniem asystenta dopasowania i ewentualną korekcją wzmocnienia (propozycje sugerowane przez producenta danych aparatów słuchowych).

Druga strategia – dopasowanie optymalne przy wykorzystaniu układów regulujących, występujących w danym aparacie słuchowym.

Trzecia strategia, to dopasowanie (oparte na strategii drugiej) z odcięciem wzmocnienia w paśmie częstotliwości powyżej jednej oktawy w głąb martwego obszaru (dla ucha prawego – UP brak odcięcia, dla ucha lewego – UL odcięcie powyżej 2,8 kHz).

Czwarta strategia, to dopasowanie końcowe, ostateczne z odcięciem wzmocnienia poniżej jednej oktawy w głąb pola martwego (UP – od 4,5 kHz; UL – od 1,8 kHz).

Tabela 8.1. Aparaty słuchowe wykorzystane w badaniach

Aparat słuchowy	Parametry techniczne
H1	Cyfrowy, 6-kanałowy, redukcja sprzężenia zwrotnego, adaptacyjna redukcja hałasu w 6 kanałach, 3 kanały kompresji
H2	Cyfrowy, 6-kanałowy, redukcja sprzężenia zwrotnego, adaptacyjna redukcja hałasu w 6 kanałach, 3 kanały kompresji, funkcja komunikowania się między aparatami
H3	Cyfrowy, 4-kanałowy, redukcja sprzężenia zwrotnego, adaptacyjna redukcja hałasu, mikrofon kierunkowy
H4	Cyfrowy, 7-kanałowy, układ redukcji sprzężenia, 4-kanały kompresji, automatyczny mikrofon kierunkowy

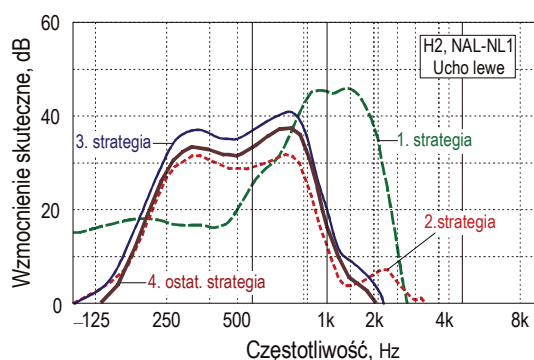
Wyniki osiągniętych korzyści z dopasowania aparatów słuchowych oceniono testem APHAB.

Pacjentka testowała aparaty nosząc je przez dwa tygodnie, w każdym ustawieniu – jedna metoda, 4 strategii. Każda zmiana strategii była oceniana na podstawie testu APHAB.

8.2. Wyniki badań dla różnych procedur dopasowania testowanych aparatów słuchowych

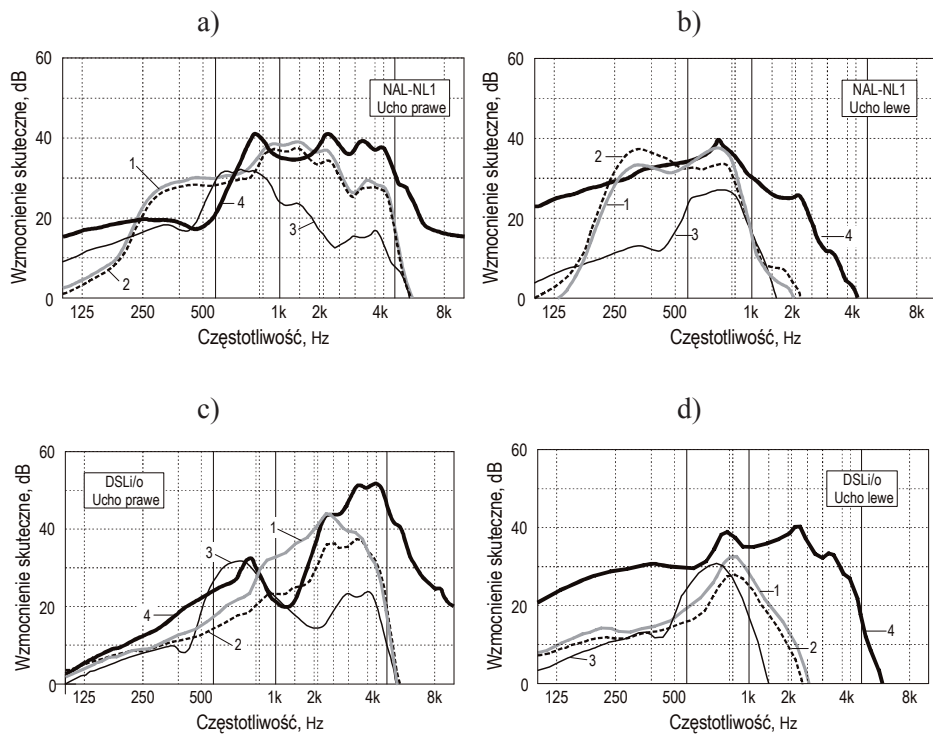
Przykładowe charakterystyki skuteczności dopasowanego aparatu słuchowego H2, przy wykorzystaniu metody NAL-NL1, dla kolejnych strategii, przedstawiono na rycinie 8.2.

Wyniki otrzymane za pomocą strategii 2, 3, 4 nie różniły się istotnie między sobą, natomiast znacznie odbiegały od przebiegu charakterystyki skuteczności aparatu dla strategii 1.



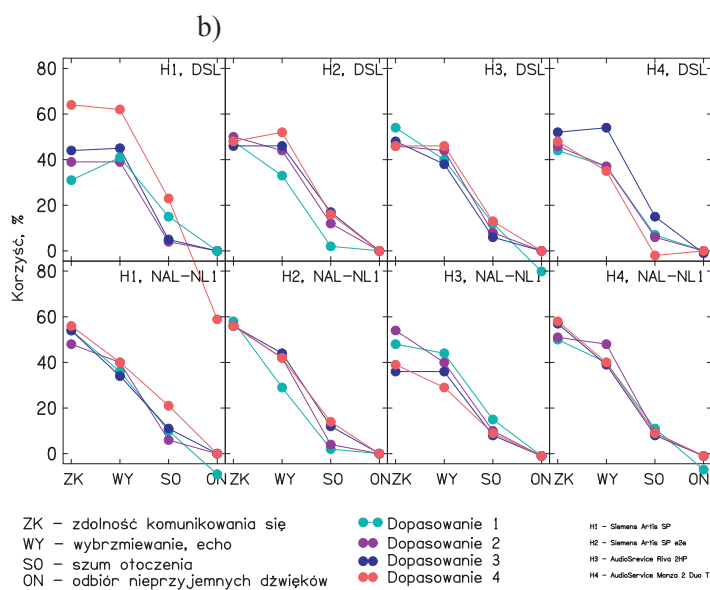
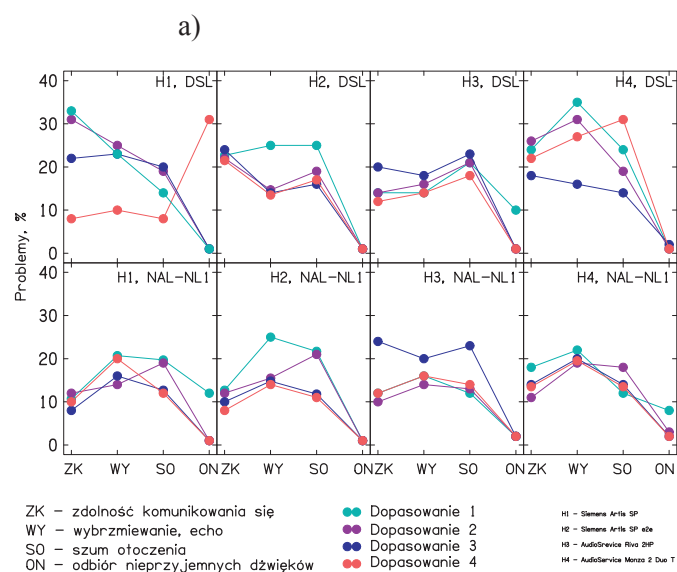
Rycina 8.2. Wzmocnienie skuteczne dopasowanego aparatu słuchowego H2, dla UL z wykorzystaniem metody NAL-NL1 i kolejno strategii 1, 2, 3, 4.

Porównując wyniki otrzymane dla wszystkich aparatów i obu stosowanych metod dopasowania należy zauważyć, że wzmocnienie skuteczne obliczone w oparciu o metodę NAL-NL1 było istotnie mniejsze od wyliczonego na bazie metody DSL_{VO} , szczególnie w zakresie wysokich częstotliwości, rycina 8.3.



Rycina 8.3. Wzmocnienie skuteczne czterech aparatów H1, H2, H3, H4 i obu metod dopasowania: a) UP, metoda NAL-NL1, b) UL, metoda NAL-NL1, c) UP, metoda $DSL_{i/o}$ d) UL, metoda $DSL_{i/o}$.

Oceny tych różnic w wzmocnieniu skuteczności dopasowanych aparatów dokonano na bazie procedury APHAB, rycina 8.4.



Rycina 8.4. Wyniki testu APHAB a) problemy przy korzystaniu z testowanych aparatów słuchowych H1, H2, H3, H4 w różnych okolicznościach, b) korzyści z testowanych aparatów słuchowych w różnych okolicznościach.

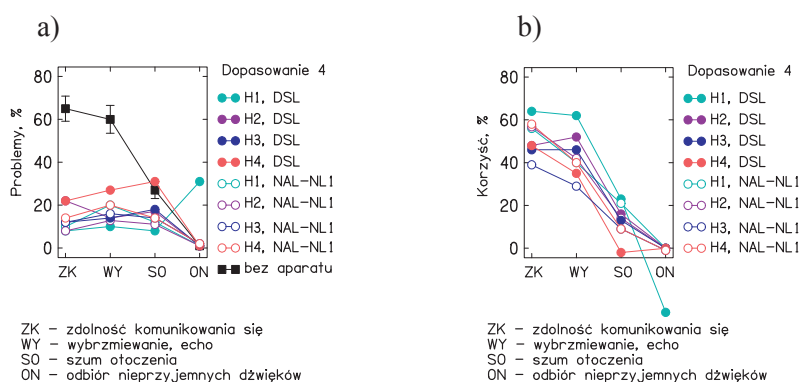
Test APHAB (rycina 8.4.) pozwolił wiarygodnie ocenić korzyści z dopasowywanych aparatów słuchowych, wskazanych przez pacjentkę, po każdej zmianie ich ustawienia, w ramach kolejnych strategii. Najmniejsze problemy

przy korzystaniu z aparatów słuchowych w różnych okolicznościach, a więc największe korzyści z ich stosowania, uzyskano przy stosowaniu metody $DSL_{I/O}$ i aparatów H1 oraz H3.

Dla metody $DSL_{I/O}$ w trzech grupach kwestionariusza APHAB (ZK, WY i SO) największe korzyści stwierdzono dla aparatów H1.

Wyniki testu APHAB, po dopasowaniu ostatecznym (rycina 8.5.), 4. strategia pozwalają stwierdzić, że:

- para aparatów H1, dopasowana metodą $DSL_{I/O}$ daje najlepsze rezultaty,
- korzyść z aparatów oceniona na 68% nie oznacza poprawy zrozumiałości mowy o ten sam procent, a jedynie że jest dla tego przypadku maksymalna,
- aparaty typu H1 dopasowane metodą $DSL_{I/O}$ były zawsze najlepszym rozwiązaniem dla pacjentki z obszarami martwymi.



Rycina 8.5. Porównanie wyników testu APHAB po dopasowaniu ostatecznym – strategia 4. aparatów słuchowych dla a) problemy, b) korzyści.

8.3. Wnioski

Przeprowadzone badania pozwoliły jednoznacznie stwierdzić jak ważny jest prawidłowy dobór metody dopasowania aparatu słuchowego dla pacjentów z obszarami martwymi.

Z przeprowadzonych badań wynika, że:

- metoda $DSL_{I/O}$ dopasowania aparatów słuchowych była optymalna dla badanej pacjentki,
- ograniczenie pasma wzmacnianych częstotliwości przez aparaty słuchowe do wartości granicznej, nieprzekraczającej jednej oktawy powyżej częstotliwości granicznej obszaru martwego jest pożądane i prowadzi do poprawy zrozumiałości mowy przez pacjenta, jak i ogólnej poprawy jego komfortu akustycznego,

- para aparatów słuchowych oznaczona jako H1, dopasowana metodą DSL_{1/0} oceniona została najlepiej przez pacjentkę; lepiej niż bardziej zaawansowane technicznie pary aparatów dopasowane zarówno metodą DSL_{1/0} jak i NAL-NL1,
- konieczne jest w każdym przypadku podjęcie próby protezowania osób z obszarami martwymi aparatami słuchowymi o różnym stopniu zaawansowania technologicznego, nieznane są bowiem preferencje percepcyjne osób o tak specyficznym rodzaju ubytku słuchu.

9. Dodatek – wykorzystanie procedury HGJ w procesie rehabilitacji słuchu osób z implantem ślimakowym

Prawidłowa percepcja mowy wymaga ze strony narządu słuchu zdolności do:

- podążania za szybkimi fluktuacjami czasowymi poziomu dźwięku w określonym zakresie dynamiki słuchu,
- detekcji słabszych składowych częstotliwościowych,
- detekcji zmian częstotliwości (wysokości) sygnału.

Ocena wszystkich tych cech psychoakustycznych słuchu wymaga bardzo skomplikowanych i czasochłonnych procedur pomiarowych. Sprawą otwartą pozostaje również próba interpretacji otrzymanych wyników przy uwzględnieniu istotności pojedynczych efektów w procesie percepcji mowy [54, 86, 101–103, 136].

Podjęto próbę oceny zdolności podążania słuchu za szybkimi fluktuacjami czasowymi poziomu dźwięku naturalnego przez osoby z wszczepem ślimakowym [114, 115], wykorzystując do tego procedurę stosowaną w dopasowaniu aparatów słuchowych HGJ [88]. Założono, że procedura ta, bazująca na dźwiękach naturalnych (o złożonej strukturze czasowej i widmowej), testuje wszystkie wymienione wyżej cechy psychoakustyczne słuchu i może dostarczyć istotnych informacji o zrozumieniu przez osobę z wszczepem ślimakowym sygnału mowy.

9.1. Metodyka badań

9.1.1. Sygnały pomiarowe

W badaniach [115] wykorzystane zostały następujące sygnały:

- dźwięki muzyczne:
 - fragment koncertu fortepianowego G-dur Ravela,
 - fragment fugi Bacha.
- trzy rodzaje hałasów:
 - ze stadionu w trakcie meczu piłkarskiego,
 - hałas uliczny (samochody, tramwaj),
 - hałas biurowy (maszyna do pisania, kroki, rozmowy, trzaśnięcie drzwiami).

Dźwięki te wyróżniają się określonymi parametrami akustycznymi, których pomiar dla metody HGJ jest możliwy poprzez program komputerowy TRAX [39, 40].

Mierzone parametry to:

- poziom równoważny dźwięku,

$$L_{eq} = 10 \cdot \log \left[\frac{1}{T} \int_0^T 10^{0,1 \cdot L_p(t)} dt \right] \quad (9.1)$$

gdzie:

L_p poziom dźwięku

- czas trwania dźwięku T;
- minimalna i maksymalna chwilowa dynamika sygnału:

$$(9.2) \quad D_{chw} = \frac{\Delta L}{\Delta t}$$

gdzie:

ΔL zmiana poziomu sygnału akustycznego;

Δt przedział czasowy,

- średnia chwilowa dynamika sygnału:

$$(9.3) \quad D_{sr} = \frac{\sum_{k=1}^N \left(\frac{\Delta L}{\Delta t} \right)_k}{N}$$

gdzie:

N ilość próbek w czasie trwania sygnału.

- odchylenie standardowe średniej dynamiki S_{Dsr} .

Zmierzone wartości parametrów akustycznych, dla poszczególnych zastosowanych dźwięków, przedstawione zostały w tabeli 9.1.

Tabela 9.1. Zestawienie parametrów sygnałów użytych w trakcie pomiarów

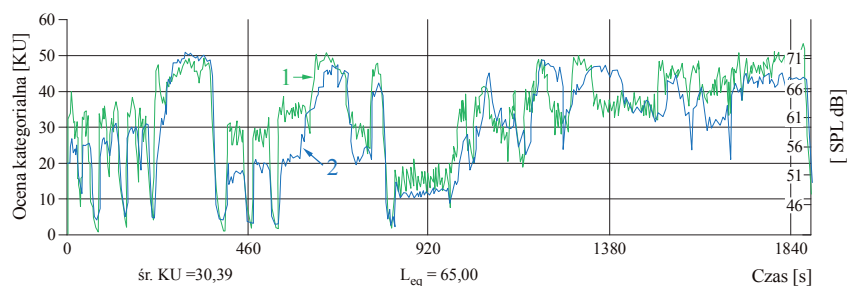
Lp.	Dźwięk	L_{eq} [dB]	L_{min} [dB]	L_{max} [dB]	D_{min} [dB/s]	D_{max} [dB/s]	D_{sr} [dB/s]	S_{Dsr} [dB/s]	T [s]
1.	Ravel	65	43,2	77,6	-7,3	13,1	1,8	1,7	163
2.	Fuga	65	40,2	72,6	-5,3	11,9	1,0	1,1	190
3.	Ulica	65	48,2	76,7	-6,7	7,7	1,0	0,9	174
4.	Biuro	65	49,4	81,8	-13,4	19,6	2,7	2,5	82
5.	Mecz	65	39,7	76,5	-9,8	14,8	1,0	1,2	180

Powyższe sygnały akustyczne zapisano na dysku komputera w postaci cyfrowej w celu wielokrotnego ich wykorzystania przy niezmienniej jakości parametrów odtwarzania.

9.1.2. Zadania słuchaczy

Zadaniem słuchacza było śledzenie słuchem zmian poziomu dźwięku sygnału w czasie i przypisanie im subiektywnych odczuć wartości percepcji, tj. odpowiedniego punktu na skali ocen kategoryalnych (na skali wyświetlanej na ekranie monitora).

Na rycinie 9.1. przedstawiony został wynik oceny kategoryjalnej po dokonanym odsłuchu.



Rycina 9.1. Przykładowe wyniki oceny kategoryjalnej zmian poziomu ciśnienia akustycznego dźwięku naturalnego przy odsłuchu dźwięku typu „Fuga”, dla osoby o słuchu normalnym [39], ocena subiektywna – krzywa 2, ocena obiektywna – krzywa 1.

Wskazania słuchacza rejestrowane automatycznie poddane zostają próbkowaniu z częstotliwością 44,1 kHz, a następnie zestawione z odpowiadającymi im wartościami obiektywnymi poziomu dźwięku sygnału zapisanymi w pamięci komputera. Program TRAX [40] wyznacza z pomiarów stopień zgodności pomiędzy obiektywną zmianą poziomu dźwięku sygnału w funkcji czasu a oceną kategoryjalną tych zmian w funkcji czasu. Matematycznie wyrażony on jest przez współczynnik korelacji dwóch funkcji, stanowiąc wskaźnik nadążania za zmianami poziomu dźwięku przez słuchacza (w skrócie WZPD):

$$WZPD = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}} \quad (9.4)$$

gdzie:

x_i, y_i wartości chwilowe zmierzone funkcji,

\bar{x}, \bar{y} wartości średnie funkcji,

N liczba punktów pomiarowych.

W celu określenia punktu zerowego dla subiektywnego (krzywa 2) i obiektywnego (krzywa 1) przebiegu czasowego sygnału przedstawionego na rysunku przed odsłuchem wyznacza się czas reakcji prostej słuchacza [101, 102].

9.1.3. Ocena zrozumiałości mowy i dobór słuchaczy

Do oceny zrozumiałości mowy wykorzystane zostały standardowe listy polskich testów słownych stosowanych w audiometrii mowy, zawarte na dysku CD „Westra” nr 14 [33]. Zrozumiałość mowy wyznaczona została w polu swobodnym zarówno dla testów liczbowych, jak i słownych.

Odsłuchy wykonano z udziałem pacjentów Ośrodka Rehabilitacji Laryngologicznej przy Klinice Otolaryngologii UM w Poznaniu. W badaniach uczestniczyło 7 słuchaczy z wszczepem ślimakowym typu Nucleus 24 lub Nucleus 22, tabela 9.2. Przed przystąpieniem do badań zasadniczych słuchaczy przeszkolono w użytkowaniu procedury HGJ.

Tabela 9.2. Dane o pacjentach biorących udział w badaniach

Słuchacz	1	2	3	4	5	6	7
Wiek	17	30	43	45	34	15	15
Czas trwania głuchoty w latach	1	14	1,5	6	2	12	14
Przyczyny głuchoty*)	GEN	L OT	ZOM-R	L OT	L OT	nabyta	L OT
Czy korzystał z aparatów słuchowych	tak	początkowo	nie	tak	tak	tak	tak
Czas użytkowania wszczepu w miesiącach	3	2,5	1	¼	62	60	17

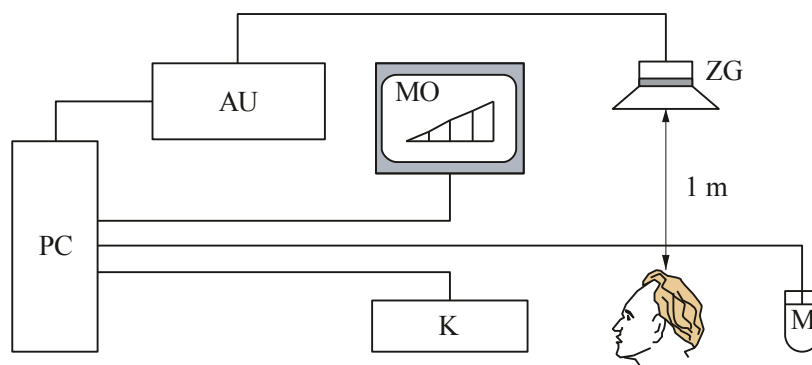
*) GEN – genetyczna, L OT – leki ototoksyczne,
ZOM-R – zapalenie opon mózgowo-rdzeniowych

9.1.4. Warunki eksperymentu i aparatura pomiarowa

Poziom hałasu w pomieszczeniu odsłuchowym nie przekraczał 40 dB A. Kalibracji aparatury dokonano niezależnie dla każdego z cyklu badań, ustalając poziom ciśnienia akustycznego szumu białego na 65 dB SPL; w polu swobodnym w odległości 1 m od zestawu głośnikowego.

Poziom sygnału kalibracyjnego zapisany na każdym z nośników jest równy równoważnemu poziomowi ciśnienia akustycznego, z jakim nagrane były listy słowne i dźwięki naturalne.

Schemat blokowy aparatury pomiarowej przedstawiono na rycinie 9.2.



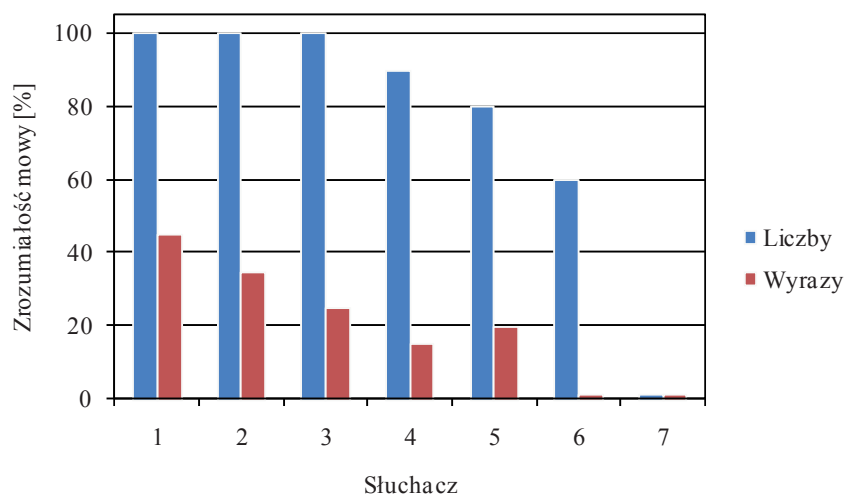
Rycina 9.2. Schemat blokowy aparatury pomiarowej użytej w badaniach. PC – komputer, MO – monitor, K – klawiatura, M – myszka, ZG – zestaw głośnikowy, AU – audiometr (wzmacniacz).

Przed przystąpieniem od odsłuchów optymalizowano ustawienia procesora mowy implantu.

9.2. Wyniki eksperymentu

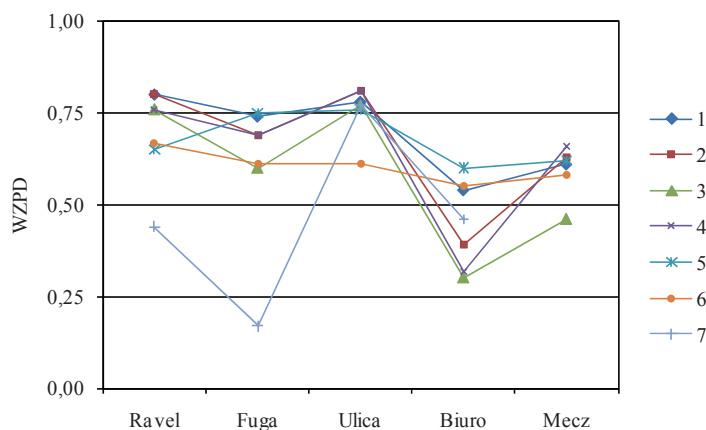
9.2.1. Testy słowne i wskaźnik nadążania za zmianami poziomu dźwięku

Na rycinie 9.3. zostały przedstawione wyniki oceny zrozumiałości mowy uzyskane przez poszczególnych pacjentów z implantem ślimakowym, w teście liczbowym i wyrazów jednosylabowych zawartych na płycie CD „Westra” .



Rycina 9.3. Wyniki oceny zrozumiałości mowy słuchaczy – pacjentów z implantem ślimakowym.

Na rycinie 9.4 przedstawione zostały średnie wartości uzyskanego wskaźnika nadażania za zmianami poziomu dźwięku (WZPD) z 3 oddzielnych odsłuchów w procedurze HGJ dla 5 rodzajów dźwięków naturalnych, przez poszczególnych słuchaczy.



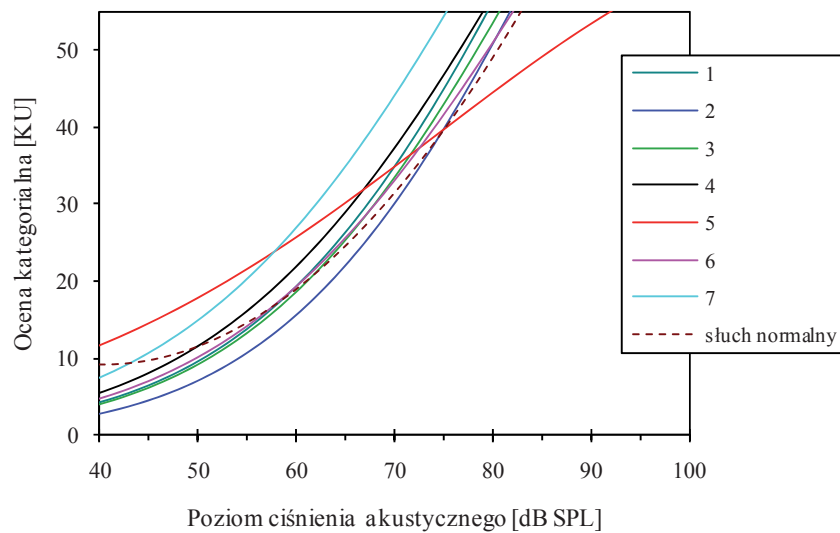
Rycina 9.4. Średnie wartości wskaźnika nadażania za zmianami poziomu dźwięku uzyskane przez poszczególnych słuchaczy dla 5 odsłuchiwanym dźwięków.

Odchylenie standardowe wielkości WZPD dla poszczególnych dźwięków mieściło się w granicach: $S_{WZPDmin} = 0,01$ i $S_{WZPDmax} = 0,08$, co pozwala stwierdzić dużą powtarzalność wyników.

9.2.2. Wyniki kategoryjalnej oceny dźwięków naturalnych

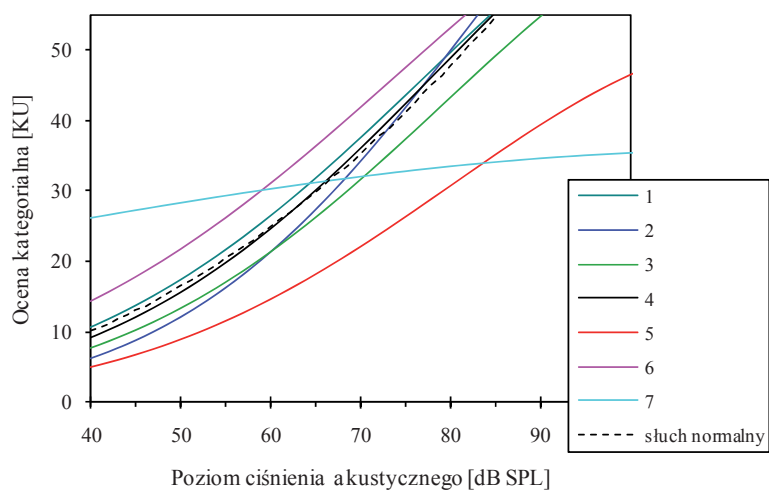
Na rycinach 9.5.a–9.5.e zamieszczone zostały krzywe opisujące średnie odpowiedzi każdego słuchacza z serii 3. odsłuchów danego sygnału w funkcji poziomu ciśnienia akustycznego.

Wyniki kategorialnej oceny dla dźwięku "Ravel"



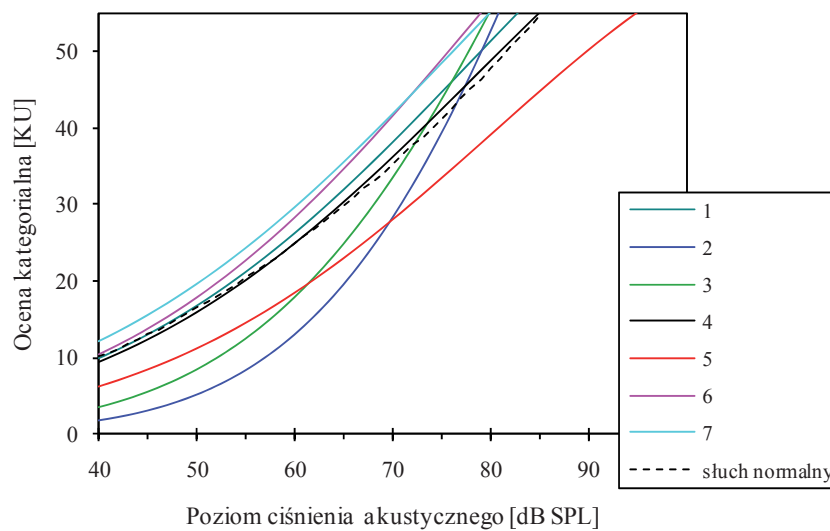
Rycina 9.5a. Ocena kategorialna przez słuchaczy sygnału Ravel.

Wyniki kategorialnej oceny dla dźwięku "Fuga"



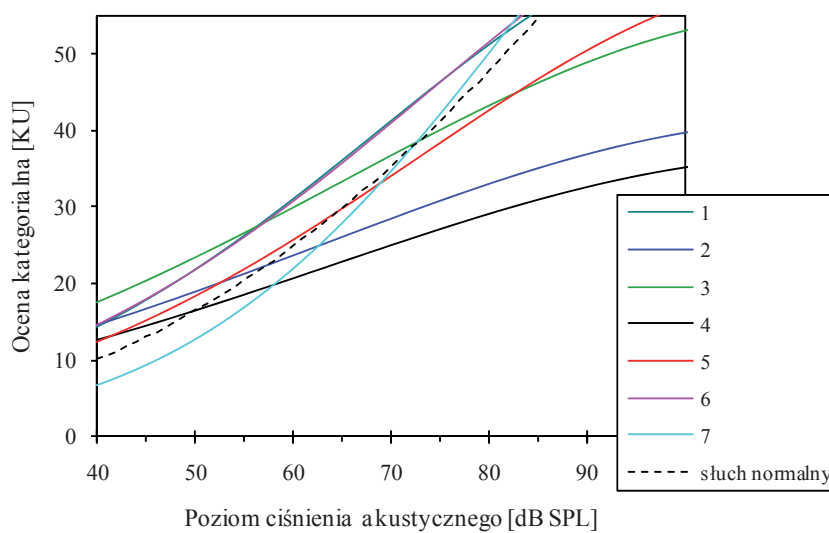
Rycina 9.5b. Ocena kategorialna przez słuchaczy sygnału Fuga.

Wyniki kategorialnej oceny dla dźwięku "Ulica"



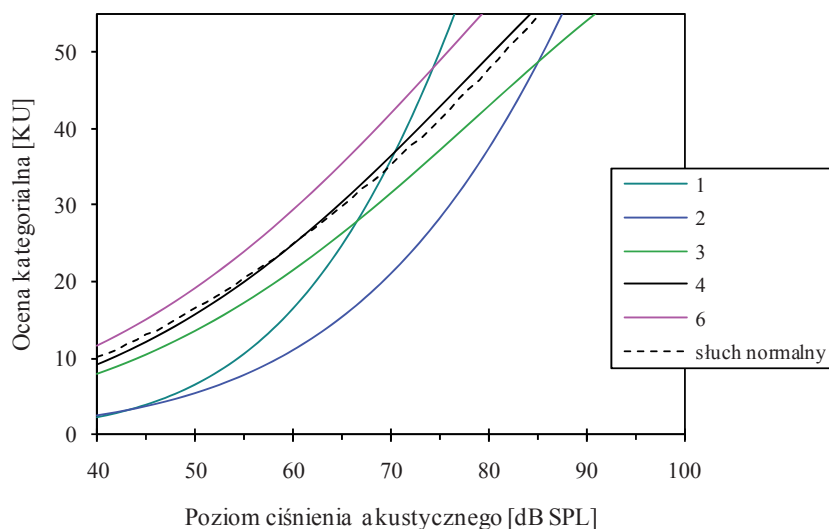
Rycina 9.5c. Ocena kategorialna przez słuchaczy sygnału Ulica.

Wyniki kategorialnej oceny dla dźwięku "Biuro"



Rycina 9.5d. Ocena kategorialna przez słuchaczy sygnału Biuro.

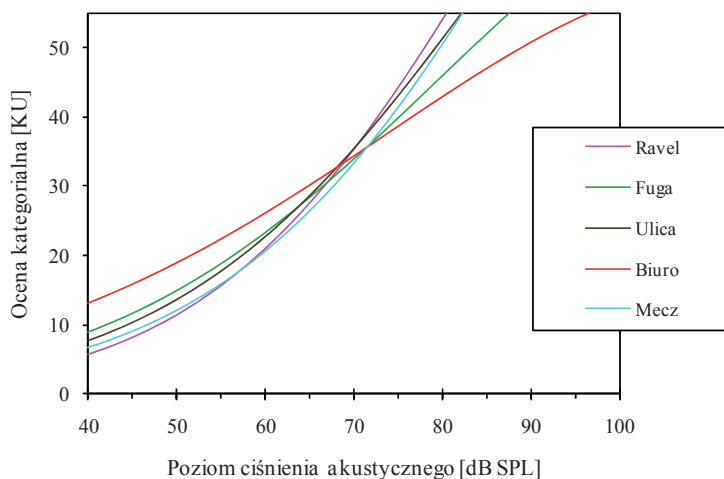
Wyniki kategorialnej oceny dla dźwięku "Mecz"



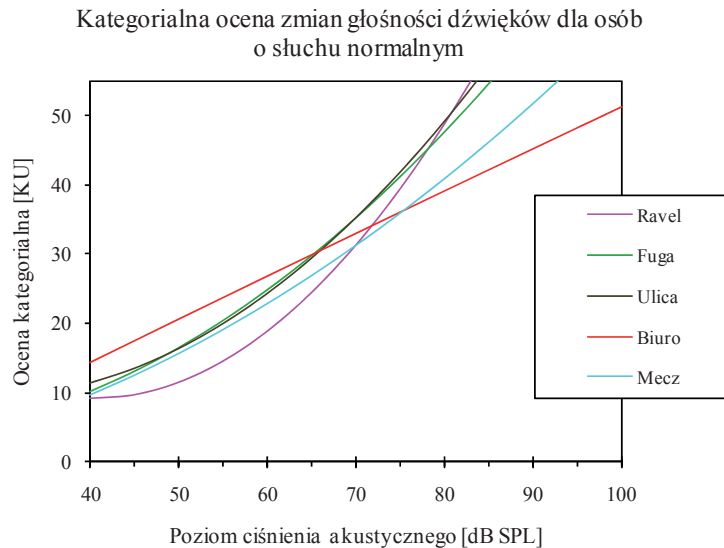
Rycina 9.5e. Ocena katedralna przez słuchaczy sygnału Mecz.

Na rycinach 9.6. a i b, przedstawione zostały przebiegi charakterystyk średniej oceny katedralnej poszczególnych sygnałów akustycznych dla grupy pacjentów z implantem ślimakowym a) oraz dla porównania osób o słuchu normalnym b).

Kategorialna ocena zmian głośności dźwięków dla osób z wszczepem ślimakowym



Rycina 9.6a. Wyniki średniej oceny katedralnej kolejnych dźwięków naturalnych procedurą HGJ dla grupy słuchaczy z wszczepem ślimakowym.



Rycina 9.6b. Wyniki średniej oceny kategoryjnej kolejnych dźwięków naturalnych procedurą HGJ dla grupy słuchaczy o słuchu normalnym.

9.2.3. Dyskusja otrzymanych wyników

Poddając analizie otrzymane wyniki skalowania kategoryjnego zmian poziomu dźwięków naturalnych procedurą HGJ dla osób korzystających z wszczepu ślimakowego można stwierdzić, że:

- nie obserwowano w grupie przebadanych osób zależności wskaźnika nadążania za zmianami poziomu dźwięku WZPD od doświadczenia w obsłudze komputera;
- nie zachodziła w odsłuchach serii danego sygnału akustycznego wyraźna różnica pomiędzy otrzymanymi wartościami wskaźnika nadążania za zmianami poziomu dźwięku, a zmianą subiektywną wskazaną przez słuchacza w funkcji czasu. Brak widocznej poprawy w przebiegu wskaźnika WZPD w kolejnych odsłuchach z serii, wskazuje na bardzo mały wpływ efektu pamięciowego na wyniki pomiarów;
- w przypadku osób, które straciły słuch w późniejszym okresie, zachodzi pewne powiązanie wskaźnika WZPD z pamiętanymi dźwiękami i środowiskiem akustycznym, w jakim przebywają obecnie;
- osoby, które kiedyś słyszały lub w pewnym okresie miały korzyści z konwencjonalnych aparatów słuchowych, dla dźwięków muzycznych uzyskały wskaźnik nadążania za zmianami poziomu dźwięku na poziomie WZPD $\geq 0,6$. W przypadku jednej osoby praktycznie nie znającej muzyki wskaźnik zmian poziomu dźwięku jest niższy i zdecydowanie niski w przypadku fragmentu utworu organowego fugi Bacha (WZPD $< 0,17$);

- w przypadku hałasów wysoki i porównywalny wskaźnik nadążania za zmianami poziomu dźwięku WZPD dla hałasu ulicznego należy upatrywać przede wszystkim w powszechnym występowaniu tego typu dźwięków oraz w parametrach fizycznych związanych z dynamiką tego sygnału akustycznego. Dla hałasu typu „Biuro” zauważalne jest osiąganie wyższych wartości wskaźnika WZPD przez osoby o dłuższym okresie korzystania z wszczepu ślimakowego oraz mających styczność z podobnym hałasem biurowym czy szkolnym. Hałas typu „Mecz” należy potraktować jako pośredni pomiędzy hałasem ulicznym a biurowym;
- nie spostrzeżono, w kolejnych odsłuchach danego sygnału akustycznego, wyraźnej różnicy pomiędzy otrzymanymi wartościami średniej oceny kategoryjnej zmian poziomu dźwięku. Średnia ocena kategoryjna jest oceną indywidualnie subiektywną, a otrzymane wyniki u większości mieszczą się w przedziale $20 \div 30$ KU określonym jako przedział normalnej oceny kategoryjnej. Wskazuje to na porównywalne warunki przeprowadzonego eksperymentu pod względem ustawienia czułości w procesorze mowy. Ogólnie, poza akustycznymi własnościami zastosowanych sygnałów, otrzymane wyniki należy wiązać ze sposobem kodowania dźwięku przez procesor mowy i subiektywnymi odczuciami słuchacza, co pokazuje, że bardziej złożone widmowo dźwięki wydają się gorzej percypowane przy wyższych wartościach poziomu dźwięku;
- dla akustycznych sygnałów muzycznych określono relację pomiędzy wskaźnikiem WZPD a zrozumiałością mowy w testach słownych. Otrzymany współczynnik zgodności jest powyżej 0,6 dla testów jednosylabowych i osiąga wartość powyżej 0,9 w przypadku testów liczbowych. Najwyższy współczynnik otrzymany został dla sygnału akustycznego „Ravel” i wynosił 0,97. W przypadku hałasów jedynie hałas typu „Ulica” dla testu wyrazowego uzyskał wartość współczynnika zgodności powyżej 0,5. Hałasy typu „Biuro” i „Mecz” uzyskały najniższe współczynniki zgodności;
- w skalowaniu kategoryjnym metodą HGJ rozrzut krzywych ocen skalowania w funkcji poziomu ciśnienia akustycznego dla poszczególnych sygnałów jest indywidualną cechą każdego słuchacza z wszczepem ślimakowym, przy czym dla sygnału „Ravel” uzyskany został najmniejszy rozrzut odpowiedzi w porównaniu z innymi dźwiękami naturalnymi. Wyniki te nie różnią się zasadniczo od wyników dla osób o słuchu normalnym. Indywidualne subiektywne odpowiedzi słuchaczy przy zróżnicowanej grupie mogą prowadzić do nakładania się kategoryjnych ocen dźwięków naturalnych. Jak widać, rozrzut skalowania jest niewielki, z wyjątkiem sygnału „Biuro”, przy ustawieniu czułości procesora mowy zapewniającym u wszystkich komfortową głośność dźwięków mowy w testach słownych. Na porównywalność oceny kategoryjnej poziomu

dźwięku wskazuje także samo ustawienie parametrów procesora mowy, co przy wykorzystaniu w pełni istniejących indywidualnych możliwości analizy i syntezy wrażeń słuchowych powinno zapewnić poprawne różnicowanie zmian.

9.3. Wnioski

Wstępne spostrzeżenia dotyczące praktycznego zastosowania procedury HGJ do oceny zdolności osób z wszczepem ślimakowym, śledzenia szybkich fluktuacji czasowych poziomu dźwięku, sugerują:

- procedura HGJ wymaga dokładnego wyjaśnienia sposobu skalowania głośności w układzie komputera i myszy, zwłaszcza w przypadku osób nieznających lub już niepamiętających naturalnych wrażeń słuchowych związanych ze zmianą intensywności dźwięku;
- przygotowanie słuchaczy z wszczepem ślimakowym, wynikające zapewne z doświadczenia w dopasowaniu procesora mowy, pozwala im na szybką orientację i przypisywanie określonej wartości odczuć subiektywnych na skali ocen kategoryalnych;
- przebieg badań oceniany przez słuchaczy był jako trudny w porównaniu z audiometrią tonalną np. w polu swobodnym, natomiast łatwiejszy i przyjemniejszy od testów słownych zwłaszcza u osób, które mają trudności w rozumieniu mowy;
- przeprowadzone badania wskazują na indywidualne skalowanie zmian poziomu poszczególnych dźwięków, przy czym spostrzega się pewne prawidłowości pomiędzy uzyskanymi wynikami, a znajomością dźwięków otoczenia;
- procedura HGJ umożliwia, zwłaszcza dla dźwięków muzycznych, określenie przybliżonej zrozumiałości mowy w testach słownych; nie wszyscy są w stanie identyfikować dźwięki mowy, chociaż uzyskują dobre wyniki wskaźnika nadążania za zmianami poziomu dźwięku WZPD, z uwagi na konieczność bardziej złożonej umiejętności nabywanej z czasem, co różnicuje istotnie w tym zakresie otrzymane wyniki;
- spostrzeżenia zawarte w pracy należy przyjąć jako wstępne z uwagi na stosunkowo małą liczbę słuchaczy i odsłuchów. Należy również nadmienić, że wyniki otrzymane są dla grupy osób zróżnicowanej pod względem znajomości dźwięków spotykanych przez nich w otoczeniu. Dobór osób mających lub nie mających styczność w większości z jednym dźwiękiem naturalnym, np. hałasem biurowym albo dźwiękami muzycznymi, prowadzi może do odmiennych wyników.

10. Podsumowanie

W pracy podjęto próbę ujęcia wybranych problemów protezowania słuchu osób słabo słyszających w kontekście doboru odpowiednich procedur dopasowania oraz wykorzystania niektórych możliwości technicznych aparatów słuchowych.

Celem pracy była próba oceny efektywności wybranych procedur dopasowania różnych aparatów słuchowych (na bazie stosowanych miar i ewentualnie na bazie nowych) w przypadku różnego rodzaju niedosłuchu, jak i ocena możliwości wykorzystania procedury HGJ w procesie rehabilitacji słuchu osób z implantem ślimakowym; cel ten zrealizowano.

Kontynuując badania wyjaśniające wpływ technik przetwarzania sygnału akustycznego na jego percepcję przez osobę noszącą aparat słuchowy (rozdział 5), skupiono się na zmianach w obwiedni widmowej sygnału, wprowadzanych przez różne aparaty słuchowe. Stwierdzono, że nawet ujednoczenie procedury określenia charakterystyki częstotliwościowej wzmocnienia skutecznego aparatów słuchowych różnych firm, w celu kompensacji danego, wybranego ubytku słuchu, nie gwarantuje jednakowej postaci widma sygnału akustycznego na ich wyjściu. Wręcz przeciwnie, różnice w obwiedni widma sygnału akustycznego na wyjściu aparatów słuchowych są bardzo wyraźne, co skutkuje przede wszystkim różną barwą tego samego dźwięku wejściowego.

Fakt ten powinien obligować protetyka słuchu do proponowania osobie słabo słyszającej aparatów słuchowych różnych firm.

Aparat słuchowy bowiem nie tylko kompensuje ubytki słuchu, ale dokonuje tego na różny sposób; trzeba znaleźć rozwiązanie optymalne dla konkretnego przypadku – konkretnej osoby.

Aprobata percypowanej barwy dźwięku jest podstawowym czynnikiem w procesie akceptacji aparatu słuchowego.

Podjęto próbę oceny efektywności dopasowanych aparatów słuchowych w kontekście optymalnej zrozumiałości mowy, w przypadku niedosłuchu odbiorczego, w różnych uwarunkowaniach środowiska akustycznego (rozdział 6), wychodząc ze znanych w literaturze problemu metod.

Testowanie wybranych procedur dopasowania aparatów słuchowych, klasycznych i współczesnych, wskazało, że pacjenci z odbiorczym ubytkiem słuchu bez efektu wyrównania głośności uzyskiwali najlepsze wyniki oceny wynikające z kwestionariusza APHAB, jak i z bezpośredniej oceny zrozumienia mowy, używając aparatów słuchowych dopasowywanych współczesnymi procedurami: NAL-NL1 i NAL-RP.

Procedury klasyczne w przypadku tych pacjentów były postrzegane negatywnie (BERGER, POGO2).

Procedura $DSL_{1/0}$ najwięcej korzyści przyniosła pacjentom z ubytkiem odbiorczym i efektem wyrównania głośności, a także pacjentowi z urazem akustycznym. Procedura klasyczna BERGER, jak i procedury współczesne, zapewniły komfort w przypadku niewielkiego ubytku słuchu związanego z wiekiem pacjenta.

Testowanie procedury HGJ, mające na uwadze jej charakter interaktywny i diagnostyczny (ocena efektu wyrównania głośności), pozwoliło przede wszystkim wyznaczyć wielkość korekty wzmocnienia ogólnego (15 dB) i w efekcie bezpośrednio porównać efekty dopasowania aparatów tą metodą z innymi.

Pacjenci (obustronny niedosłuch odbiorczy i mieszany) oceniają przebieg badania jako bardzo naturalny i przyjemny (mają czynny udział w dopasowaniu aparatu słuchowego).

Sygnaly akustyczne odbierane w aparacie słuchowym, ustawionym zgodnie z wynikami procedury HGJ, określono jako naturalne i przyjemne zwłaszcza dla głośnych dźwięków. Pacjenci preferują procedurę HGJ w stosunku do innych procedur wykorzystujących sygnał syntetyczny, uznając ją za przyjemną, nieuciążliwą i niemonotonną.

Podobnie jak w przypadku klasycznych procedur dopasowania aparatów słuchowych, opierających się na wynikach audiometrii tonalnej, procedura HGJ okazała się uniwersalna, co oznacza m.in. brak wpływu wieku pacjenta, jego wykształcenia i poziomu inteligencji na wyniki eksperymentu.

W trakcie badań zdefiniowano całkowicie nową miarę oceny efektywności dopasowanych aparatów słuchowych w kontekście optymalnej zrozumiałości mowy w różnych uwarunkowaniach środowiska akustycznego – ANL_{fit} , która okazała się bardzo prosta w realizacji ze względu na łatwość wykonania pomiaru tolerowanego poziomu szumu tła akustycznego, jaki osoba słabo słyszająca jest skłonna zaakceptować w czasie rozmowy.

Określono wartości liczbowe $\Delta(ANL_{fit}) \geq 2$ dB, gwarantujące oceny w metodzie APHAB $\geq 20\%$.

Bardzo pozytywna ocena przez osoby dorosłe z ubytkami słuchu metody HGJ, jako procedury dopasowania aparatu słuchowego, pozwoliła rozszerzyć badania o grupę dzieci w wieku szkolnym, rozdział 7.

Dzieci w wieku (8–15 lat) bardzo chętnie brały udział w przeprowadzonych badaniach (pomimo dużego oporu brania udziału w badaniach wykorzystujących audiometrię tonalną). Spokojna i nastawiona na dziecko rozmowa, jak i odpowiednie ćwiczenia pozwoliły je zmobilizować do bardzo efektywnego wykorzystania metody HGJ w procesie skalowania głośności dźwięków zmiennych w czasie.

Istnieje uzasadnione przypuszczenie, że będzie można zastosować metodę HGJ w diagnozowaniu, a następnie protezowaniu dzieci z niedosłuchem.

Można stwierdzić, że pierwsze próby aplikacji metody HGJ w badaniu słuchu dzieci w wieku szkolnym pozwalają wysoko ocenić ich zdolność do skalo-

wania głośności dźwięków zmiennych w czasie, a w efekcie przydatność tej metody jako narzędzia diagnostycznego, umożliwiającego optymalne dopasowanie aparatów słuchowych.

Szczególną grupę pacjentów stanowią osoby z obszarami martwymi, dlatego podjęto próbę oceny skuteczności dopasowania aparatów słuchowych u osób z taką diagnozą (rozdział 8.).

Z przeprowadzonych badań wynika, że:

- każdorazowo konieczne jest indywidualne poszukiwanie optymalnej dla danego przypadku procedury dopasowania; dla badanego przypadku była to metoda $DSL_{1/0}$,
- ograniczenie pasma wzmacnianych częstotliwości przez aparaty słuchowe do wartości granicznej, nieprzekraczającej jednej oktawy powyżej częstotliwości granicznej obszaru martwego jest pożądane i prowadzi do poprawy zrozumiałości mowy, jak i do ogólnej poprawy jego komfortu akustycznego,
- w każdym przypadku konieczne jest podjęcie próby protezowania osób z obszarami martwymi aparatami słuchowymi o różnym stopniu zaawansowania technologicznego, nieznane są bowiem preferencje percepcyjne osób o tak specyficznym rodzaju ubytku słuchu.

Opracowana procedura dopasowania aparatów słuchowych HGJ poddana została ocenie dzieci w wieku szkolnym (rozdział 8.). Zamiarem tej próby było sprawdzenie, czy dzieci w tym wieku (o słuchu normalnym) zdolne są do skalowania głośności dźwięków o zmiennym w czasie poziomie, co przy wyniku pozytywnym stanowiłoby przesłankę do wykorzystania tej metody w przypadku dopasowania aparatu słuchowego dzieciom z niedosłuchem.

Na podstawie przeprowadzonych badań, wstępnie można stwierdzić, że istnieje uzasadnione przypuszczenie, że będzie można zastosować metodę HGJ w diagnozowaniu, a następnie protezowaniu dzieci z niedosłuchem.

Bardzo znaczący w tym przypadku jest pierwszy kontakt badającego z dzieckiem, jak i sposób postawienia przed dzieckiem zadania. Trening słuchowy poprawia dokładność skalowania głośności; być może należy przystosować sposób wizualizacji skali do wieku badanych dzieci.

Podjęto również próbę wykorzystania procedury HGJ w procesie rehabilitacji słuchu osób z implantem ślimakowym (rozdział 9.).

Założono, że procedura ta, bazująca na dźwiękach naturalnych (o złożonej strukturze czasowej i widmowej), testuje wszystkie cechy psychoakustyczne słuchu i może dostarczyć istotnych informacji o zrozumieniu sygnału mowy przez osobę z wszczepem ślimakowym.

Dla akustycznych sygnałów muzycznych określono relację pomiędzy wskaźnikiem WZPD a zrozumiałością mowy w testach słownych. Otrzymany współczynnik zgodności jest powyżej 0,6 dla testów jednosylabowych i osiąga

wartość powyżej 0,9 w przypadku testów liczbowych. Najwyższy współczynnik otrzymany został dla sygnału akustycznego „Ravel” i wynosił 0,97.

W skalowaniu kategoryalnym metodą HGJ rozrzut krzywych ocen skalowania w funkcji poziomu ciśnienia akustycznego dla poszczególnych sygnałów jest indywidualną cechą każdego słuchacza z wszczepem ślimakowym, przy czym dla sygnału „Ravel” uzyskany został najmniejszy rozrzut odpowiedzi w porównaniu z innymi dźwiękami naturalnymi. Wyniki te nie różnią się zasadniczo od wyników osób o słuchu normalnym.

Procedura HGJ umożliwia, zwłaszcza dla dźwięków muzycznych, określenie przybliżonej zrozumiałości mowy w testach słownych; nie wszyscy są w stanie identyfikować dźwięki mowy, chociaż uzyskują dobre wyniki wskaźnika nadażania za zmianami poziomu dźwięku „WZPD”, z uwagi na konieczność bardziej złożonej umiejętności nabywanej z czasem, co różnicuje istotnie w tym zakresie otrzymane wyniki. Spostrzeżenia te należy przyjąć jako wstępne, z uwagi na stosunkowo małą liczbę słuchaczy i odsłuchów. Należy również nadmienić, że wyniki otrzymane są dla grupy osób o zróżnicowanej znajomości dźwięków spotykanych przez nich w otoczeniu. Dobór osób mających w większości styczność lub nie mających jej z jednym dźwiękiem naturalnym, np. hałasem biurowym albo dźwiękami muzycznymi, prowadzić może do odmiennych wyników.

Podjęte w pracy wybrane problemy, związane z dopasowaniem aparatów słuchowych osobom słabo słyszącym, to kolejny krok na drodze optymalizacji stosowanych procedur dopasowania.

Opisane w tej monografii, jedne z najważniejszych problemów w obszarze protezowania niedosłuchów dotyczą:

- wpływu rodzaju aparatu słuchowego (różny jego producent) na obwidnięcie transmitowanego sygnału akustycznego, prowadzącego do zmiany barwy tego sygnału (rozdział 5.),
- doboru procedury obliczania wymaganych parametrów aparatu słuchowego, która zapewnia optymalną kompensację niedosłuchu (rozdział 6.),
- skalowania głośności dźwięków naturalnych przez dzieci w kontekście poszukiwania procedury optymalnej dla nich (rozdział 7.),
- protezowania niedosłuchu u osób z tzw. obszarami martwymi (rozdział 8.),
- rehabilitacji słuchu u osób z implantem ślimakowym (rozdział 9.) wskazano lub jedynie zasygnalizowano, w każdym przypadku nie tylko na ich złożoność, ale i możliwe konkretne rozwiązanie.

Konieczne są oczywiście dalsze badania tych zagadnień, co jak zawsze w przypadku patologii (słuchu) wymagać będzie indywidualnego traktowania każdego przypadku, przy uwzględnieniu doświadczeń zebranych wcześniej.

11. Piśmiennictwo

- [1] Aazh H., Moore B.C.J. (2007). Dead regions in the cochlea at 4 kHz in elderly adults: relation to absolute threshold, steepness of audiogram, and pure tone average. *J. Am. Acad. Audiol.*, 18, 96-107.
- [2] Aigner E., Tisch M., Maier H., (2006), Neue Entwicklungen bei Mittelohr-Implantaten. *Hörakustik*, 6, 10-17.
- [3] Allen, J.B., Hall, J.L., and Jeng P. S. (1990). Loudness growth in 1/2- octave bands (LGOB): a procedure for the assessment of loudness. *J. Acoust. Soc. Am.*, 88, 745-753.
- [4] American National Standards Institute. (1997). Methods for calculation of the Speech Inteligibility Index, ANSI S3, 5. New York. *Acoustical Society of America*.
- [5] Amitay S., Hawkey D., Moore D., (2005). Auditory frequency discrimination learning is affected by stimulus variability. *Perception & Psychophysics* 67(4). *J. Am. Acad. Audiol.*, 13, 691-698.
- [6] Appel, J, E. Hohmann V., Kollmeier B., (1994). Simulation dreikanaliger Signalverarbeitungsstrategien für Hörgeräte. *In Fortschritte der Akustik, DAGA 94*, 1425-1428.
- [7] Bagatto M., Seewald R., Moodie K., Hoover B. (2002). Real-to-coupler difference predictions as function of age, two coupling procedures. *J. Am. Acad. Audiol.*, 13, 407-415.
- [8] Bagatto M., Moodie S., Scollie S., Seewald R., Moodie S., Pumford J., Liu R. (2005). Clinical Protocols for Hearing Instrument Fitting in the Desired Sensation Level Method. *Trends in Amp.*, 9(4), 199-226.
- [9] Banerjee S. (2006). Active Feedback Intercept-ein Algorithmus auf dem neusten Stand der Technik. *Hörakustik*, 10, 54-61.
- [10] Beck D.L. (2010). Defining Quality in Hearing Aid Fittings. *ENT&audiology news*, 19.3, 82-83.
- [11] Becker W., Nauman H.H., Pfaltz C.R. (1999). Choroby uszu, nosa i gardła, *Bel. Corp. Warszawa*.
- [12] Bekerredjian W. (2004). Realisierung digital programmierbarer und volldigitaler Hörgeräte – ein Überblick. *Hörakustik*, 5, 10-13.
- [13] Bogner B. (2007). Hörgeräteversorgung bei Kindern., *Hörgeschädigt pädagogik*, 61, 2, 216-221.
- [14] Bonsel H. (2010). Ist die Voreinstellung von Hörgeräten mittels Messbox und in situ noch zeitgemäß ?, *Hörakustik*, 1, 8-16.
- [15] Bostock S., Bertges-Reber M., Scheller L. (2005). In Situ-Audiometrie und Offene Anpassung: Verändern Vents (Zusatzbohrungen) die Messresultate?. *Hörakustik*, 3, 12-18.
- [16] Bradford L.J., Hardy W.G., (1979). Hearing and hearing impairment, *Grune&Stratton*, NY.
- [17] Brooks D.N. (1979). Counseling and its effect on hearing aid use. *Scand. Audiol.*, 8, 101-107.
- [18] Brooks D.N. (1990) Measures for the assessment of hearing aid provision and rehabilitation. *Brit. J. Audiol.*, 24(4), 229-233.
- [19] Burnip L., McGuire B. (1995). FM amplification in the preschool: An investigation of the FM signal and child attention. *Aust. J. Audiol.*, 17(2), 123-129.

- [20] Byrne D., Tonnisson W. (1976). Selecting the gain in hearing aids for persons with sensorineural hearing impairments. *Scand. Audiol.*, 5, 51-59.
- [21] Byrne D. (1983). Theoretical prescriptive approaches to selecting the gain and frequency response of a hearing aid. *Monographs in Contemporary Audiol.*, 4(1).
- [22] Byrne D. (1986). Effects of bandwidth and stimulus type on most comfortable loudness levels of hearing-impaired listeners. *J. Acoust. Soc. Am.*, 80, 484-493.
- [23] Byrne D., Parkinson A. & Newall P. (1990). Hearing aid gain and frequency response requirements for the several/profoundly hearing impaired. *Ear & Hear*, 11(1), 40-49.
- [24] Bystrzanowska T., Wojnarowska-Kulesza W. (1967). Atlas audiologiczny. PZWL, Warszawa.
- [25] Bystrzanowska T. (1978). Audiologia kliniczna. PZWL, Warszawa.
- [26] Charukiewicz A. (2006). Ocena przydatności słuchowych potencjałów wywołanych stanu ustalonego ASSR w badaniach proggu słyszenia osób z ubytkiem jednostronnym słuchu. Instytut Akustyki UAM – praca magisterska.
- [27] Chmielewska L. (2004). Wpływ własności akustycznych ucha, wkładki usznej i metody pomiarowej na wartość RECD. Instytut Akustyki UAM – praca magisterska.
- [28] Cornelisse L.E., Gagne JP., Seewald RC. (1991). Ear level recordings of the long-term average spectrum of speech. *Ear & Hear*, 12(1), 47-54.
- [29] Cornelisse L.E., Seewald RC., Jamieson DG. (1994). Fitting Wide Dynamic Range Compression Hearing Aids: The DSL[i/o] Approach. *The Hearing Journal*, 4(10), 23-29.
- [30] Cox, R.M., Taylor, I.M., Gray, G.A., and Brainerd, L.E. (1994). The contour test: applications to hearing aid selection and fitting. Presentation at The American Academy of Audiology Annual Meeting, Richmond.
- [31] Davidson S., Wall L., Goodman C. (1990). Preliminary studies on the use of an ABR amplitude projection procedure for hearing aid selection. *Ear & Hear*, 11(5), 332-339.
- [32] Dazert S., Gronemeyer J., Sudhoff H., Stark T., Brors D. (2006). Hören, wenn das Ohr nicht funktioniert. *Hörakustik*, 4, 30-38.
- [33] Demenko G., Pruszczyk A., Wika T., Hojan E. (1995). Polski test liczbowy i słowny do badania słuchu oraz test do treningu słuchowego. Płyta CD – Audiometrie Disc nr 14 Westra Electronic GMBH.
- [34] Dillon H., Byrne D., Brewer S., Katsch R., Ching T., Keidser G. (1998). NAL – Non-linear Version 1.01 User Manual. Chatswood, Australia : National Acoustics Lab.
- [35] Dillon H., Katsch R., Byrne D., Ching T., Keidser G., Brewer S. (1998). The NAL-NL1 prescription procedure for non-linear hearing aids. National Acoustics Laboratories Research and Development, Annual Report 1997/1998 Sydney: National Acoustics Lab, 4-7.
- [36] Dillon H. (2000). Anpassmethode für nicht - lineare Hörgeräte. *Hörakustik*, 9, 7-14.
- [37] Dillon H. (2001). Hearing Aids. Thieme, NY.
- [38] Dillon H., Keidser G., O'Brien A., Silberstein H. (2003). Sound quality comparisons of advanced hearing aids. *The Hearing Journal*, 56, 4, 1-6.
- [39] Ewertowski R., Hojan E., Pękala P., Hojan-Jezierska D. (1992). Evaluation of Subjective Impression of Loudness for Acoustical Signals by the Hearing Aids Fitting. Wewnętrzne opracowanie Instytutu Akustyki UAM.

- [40] Ewertowski R. (2004). Opis programu Trax. Wewnętrzne opracowanie Instytutu Akustyki UAM.
- [41] Fastl H. (1991). Evaluation and Measurement of Perceived Average Loudness. 5th Oldenburg Symposium on Psychological Acoustics, 205-216.
- [42] Furmann A., Hojan E., Perz P. (1991). Relation between attributes of the perception space of sound transmitted by a loudspeaker and its objective parameters. *J. Acoustique* 4, 535-551.
- [43] Geers W. (1993). Investigations for new fitting strategies for modern hearing instruments. Dissertation, University Adam Mickiewicz, Poznań, Poland.
- [44] Geers W., Hojan E., Hojan-Jezińska D. (1994). The first results of fitting hearing aids with the method of natural sounds loudness scaling. Fortschritte der Akustik. DAGA'94. Dresden, 1405-1408.
- [45] Geers W., Hojan E., Hojan-Jezińska D. (1996). Scaling of loudness of natural sounds in process of fitting hearing aids. Jorasz U. Auditory Perception, Some principles and applications. WN UAM, 17-26.
- [46] Geers W., Hojan E., Hojan-Jezińska D. (1997). Fitting of Hearing Aids with Loudness Scaling of Music and Environmental Sounds. *Applied Acoustics*, 51, 2, 199-209.
- [47] Gengel R.W., Pascoe D., Shore I. (1971). A Frequency-Response Procedure for Evaluating and Selecting Hearing Aids for Severely Hearing-Impaired Children. *J. Speech and Hear. Disord.*, 36, 341-353.
- [48] Grimm G., Herzke., Berg D., Hohmann V. (2006). The Master Hearing Aid: A PC-Based Platform for Algorithm Development and Evaluation. *Acta Acustica*, 92, 618-628.
- [49] Gryczyński M., Pajor A. (2005). Audiometria tonalna. Śliwińska-Kowalska M. Audiologia kliniczna. Mediton. Łódź.
- [50] Gryczyńska D. (2007). Otorynolaryngologia dziecięca. a-medica Press, Bielsko-Biała.
- [51] Haubold J. (1996). A-life 9000 – individuelle Optimierung von Hörsystemen unter Berücksichtigung der akustischen Umwelt. *Geers Hörbericht*, 60, 96.
- [52] Hawkey D., Amitay S., Moore D. (2004). Early rapid perceptual learning. *Nature Neuroscience*, 7.10, 1055-1056.
- [53] Hays D., Eddins A.D., Dörscher M. (2009). Eine Vergleichsstudie über Premium Hörsysteme. *Hörakustik*, 1, 14-17.
- [54] Heise J., Verhez L., Mauermann M., (2007). Ein effizientes Verfahren zur Bestimmung der Feinstruktur der Hörschwelle. *Zeitschrift für Audiologie*, 46 (4).
- [55] Hellbrück J., Heller O., Nowak T. (1981). Wie genau kann die Lautheitsempfindung bestimmt werden? Fortschritte der Akustik. DAGA'81. Berlin, 757-760.
- [56] Hellbrück J., Moser L. (1985). Hörgeräte-Audiometrie: ein computergesteuertes Verfahren zur Hörgeräte-Anpassung. *Psychol. Beitr.*, 27, 494-508.
- [57] Hellbrück J. (2000). Memory effects in loudness scaling of traffic noise - How overall loudness of short-term and long-term sounds depends on memory, *Acoustical Science and Technology* No. 6, 329-332.
- [58] Heller O. (1985). Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorieunterteilung (KU). *Psychol. Beitr.*, 27, 4, 478-493.
- [59] Hesse G. (2010). Neurostimulation und Musiktherapie bei chronischen Tinnitus – neue wirksame Verfahren? *Zeitschrift für Audiologie*, 49, 3, 86-89.

- [60] Hill M., Ching TYC., Tomkinson D. (1999). Functional assessment of auditory performance for hearing aid evaluation. Presented at Hearing Aid Amplification for the New Millenium, Sydney.
- [61] Hojan E. (1996). Zniekształcenie sygnału akustycznego w cyfrowych aparatach słuchowych. *Sluch*, 4(5), 1-3.
- [62] Hojan E. (1994). Aparaty słuchowe- rozwiązania techniczne. *Sluch*, 1/(6), 1-7.
- [63] Hojan E., Geers W., Hojan-Jeziarska D. (1994). Hearing aids fitting with the method of loudness scaling of the natural sounds. 31st Conference on Acoustics. Prague, 169-174.
- [64] Hojan E. (1994). Fitting of hearing aids with loudness scaling of environmental sounds. InterNoise'94. Yokohama, 851-856.
- [65] Hojan E., Drzazga R., Geers W., Hojan-Jeziarska D. (1994). Nowa metoda dopasowania aparatów słuchowych poprzez wykorzystanie skalowania ocen kategoryalnych dźwięków naturalnych. II Międzynarodowa Konferencja -Wybrane Problemy w Leczeniu Zaburzeń Słuchu. Biuletyn Cochlear Center.1, 93-97.
- [66] Hojan E., Geers W., Hojan-Jeziarska D. (1995). New Method of Hearing Aids Fitting. ICA-9. Trondheim. Norway, 253-256.
- [67] Hojan E., Jaroszyk F., Hojan-Jeziarska D., Drzazga R. (1995). Skalowanie głośności dźwięków zmiennych w czasie w procedurze dopasowania aparatów słuchowych. Otwarte Seminarium z Akustyki OSA'95., Białowieża, 379-382.
- [68] Hojan E., (1997). Skalowanie głośności w procesie dopasowania aparatów słuchowych. Sesja naukowa. Instytut Akustyki UAM w Poznaniu, 35-46.
- [69] Hojan E. (1997). Akustyka aparatów słuchowych. Wydawnictwo Naukowe UAM. Poznań.
- [70] Hojan E., Stemplinger L., Fastl H. (1997). Zur Verständlichkeit deutscher Sprache im Störgeräusch nach Fastl durch polnische Hörer mit verschiedenen Deutschkenntnissen. *Audiologische Akustik*, 1, 32-37.
- [71] Hojan E. (1997). Zniekształcenia sygnału akustycznego w cyfrowych aparatach słuchowych. *Sluch*, 1(18), 5-6.
- [72] Hojan E. (1998). Kompensacja ubytków słuchu poprzez aparaty słuchowe. Otwarte Seminarium z Akustyki. Poznań – Kiekrz, 27-40.
- [73] Hojan E. (2001). Miernictwo aparatów słuchowych. Wydawnictwo Naukowe UAM. Poznań.
- [74] Hojan E. (2003). Zasady nagłaśniania pomieszczeń i przestrzeni otwartej. Wydawnictwo Naukowe UAM (wydanie II). Poznań.
- [75] Hojan E., Hojan-Jeziarska D. (2003). Ocena głośności pasm tercjowych. Obrębowski A., Terkowski Z. Zaburzenia procesu komunikatywnego. Wydawnictwo Fundacji Orator, 197-210.
- [76] Hojan E., Hojan-Jeziarska D. (2003). Physik und Akustik Ausbildung in Polen am Beispiel der Adam Mickiewicz Universität in Poznań. Fortschritte der Akustik DAGA'03, Aachen, 60-61.
- [77] Hojan E., Hojan-Jeziarska D. (2003). Verständlichkeituntersuchungen in unterschiedlichen Störgeräuschen für Hörgeräte mit verschiedenen Regel-Zeiten. 30. *Erlanger Kolloquium*.
- [78] Hojan E. (2005). Współczesne możliwości rehabilitacji uszkodzeń słuchu za pomocą aparatu słuchowego. *Otorynolaryngologia 4* (suplement 1), 29-36.

- [79] Hojan E., Skrodzka E., (2005). Audiologiczne aspekty akustyki i psychoakustyki. Śliwińska-Kowalska M. Audiologia kliniczna. Mediton. Łódź.
- [80] Hojan E., Fastl H., Malenda J., Hojan-Jezierska D. (2005). Investigation into speech intelligibility in the presence of different masking noises for hearing aids with variable attack and release time. *Archives of Acoustics*, 30, 2, 1-13.
- [81] Hojan E., Furmann A., Chmielewska L., Hojan-Jezierska D. (2005). Influence of measurements procedure and hearing aid earmold parameters on RECD. *Archives of Acoustics*, 30.4 (Supplement), 245-250.
- [82] Hojan E., Skrodzka E., Hojan-Jezierska D. (2005). Hearing aid fitting for patients with „dead regions” – practical approach. 50th International Congress of Hearing Aid Acousticians. Nürnberg, 19-21.
- [83] Hojan E., Hojan-Jezierska D., (2007). Zasady stosowania aparatów słuchowych u dzieci. Gryczyńska D. Otorynolaryngologia dziecięca, a-medica Press. Bielsko-Biała, 179-208.
- [84] Hojan E. (2009). Dopasowanie aparatów słuchowych. Mediton. Łódź.
- [85] Hojan E. (2010). Aparaty słuchowe i implanty. Stymulacja elektryczno-akustyczna. *Międzynarodowe Sympozjum Naukowe „Medycyna Fizykalna w Fizjoterapii”*, Piła, 12.
- [86] Hojan-Jezierska D. (1991). Postrzeganie kolejności czasowej i czasu reakcji prostej dla bodźców o różnej modalności. Szkoła Zimowa Walki z Hałasem i Wibracjami. Ustroń.
- [87] 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, 77-82.
- [88] Hojan-Jezierska D. (1997). Dopasowanie aparatów słuchowych poprzez skalowanie głośności dźwięków naturalnych. Rozprawa doktorska, Katedra i Zakład Biofizyki Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu.
- [89] Hojan-Jezierska D. (2001). Wady słuchu i ich korekcje. Biofizyka podręcznik dla studentów pod redakcją F. Jaroszyka. Wydawnictwo Lekarskie PZW, 503-515.
- [90] Hojan-Jezierska D., Hojan E. (2004). Evaluation of loudness in third-octave bands. *Physica Medica*. XX, Supl.1, 135-137.
- [91] Hojan-Jezierska D., Skrodzka E., Hojan E. (2006). The Natural Sounds Loudness Estimation Method Applied to Patients with “Dead Regions” – Preliminary study. *Polish Journal of Environmental Studies*, 15.4a, 56-59.
- [92] Hojan-Jezierska D., Stieler O.M. (2006). Scaling of Loudness by Children Using the NSLE Method. *Polish Journal of Environmental Studies*. 15.4a, 53-56.
- [93] Hojan-Jezierska D., Skrodzka E., Hojan E. (2007). The Natural Sounds Loudness Estimation as a Perspective Tool for Hearing Aids Fitting to Patients with “Dead Regions. *Archives of Acoustics*, 32. 3, 441-446.
- [94] Hojan-Jezierska D., Mejza M., Olejnik A., Hojan E. (2007). Testing of different hearing aid fitting procedures. 10th Congress of the German Society of Audiology. Heidelberg.
- [95] Hojan-Jezierska D., Skrodzka E. (2008). Hearing and fitting procedure for a patient with a vast „dead region” in the cochlea. *Nowiny Lekarskie Medical News*. Supplement I, 77.

- [96] Hojan-Jeziarska D., Skrodzka E. (2009). Fitting of hearing aids with different technical parameters to a subject with dead regions. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 15(3), 143-152.
- [97] Hojan-Jeziarska D., Skrodzka E. (2010). Assessment of amplification benefit for a subject with cochlear dead regions. *Acta Physica Polonica A*, Vol.118, No1, 155-158.
- [98] Hojan-Jeziarska D., Skrodzka E. (2010). Optimal Insertion Gain for Patients with Dead Region. Application of Biophysical Measurements. *Polish Journal of Environmental Studies, Vol.1 Monograph*, 41-45.
- [99] Hojan-Jeziarska D., Olejnik A. (2010). Effectiveness of selected procedures of hearing aid adaptation – clinical cases. *Acta Physica Polonica A*, Vol.118, No1, 71-73.
- [100] Hogan A., Byrne D., Reynolds K. (2010). Beyond Gap : towards a more comprehensive structuring of hearing services. *ENT&audiology news*, 19.2, 79-83.
- [101] Jaśkowski P., Jaroszyk F., Hojan-Jeziarska D. (1990). Temporal order judgments and reaction time for stimuli of different modalities. *Psychological Research*, Vol.52, 35-38.
- [102] Jaśkowski P., Wróblewski M., Hojan-Jeziarska D. (1994). Impending Electrical Shock Can Affect Response Force In A Simple Reaction Time. *Perceptual and Motor Skills*.79, 995-1002.
- [103] Jenstad LM., Baggatto MP., Seewald RC., Scollie SE., et al. (2007). Evaluation of the Desired Sensation Level [Input/Output] Algorithm for Adults with Hearing Loss: The Acceptable Range for Amplified Conversational Speech. *Ear&Hear*, 28(6), 793-811.
- [104] Jorasz U. (1998). Wykłady z psychoakustyki. Wydawnictwo Naukowe UAM. Poznań.
- [105] Jorasz U. (2000). Auditory Perception, Some Principles and Applications. University Press. Poznań. Poland.
- [106] Kiessling J. (1983). Clinical experience in hearing-aid adjustment by means of BERA amplitudes. *Arch. Otorhinolaryngol.* 238(3), 233-240.
- [107] Kiessling J., Schubert M., (1995). ScalAdapt- Ein adaptives Verfahren zur Hörgerateanpassung mittels Lautheitsskalierung. *Hörakustik* 3, 4-15.
- [108] Kiessling J., Dyrfund O. (1996). Loudness scaling - towards a generally accepted clinical method. DAGA'96, 196-199.
- [109] Kiessling J., Schubert M., (1996). Adaptive fitting of hearing instruments by category loudness scaling. *Scand. Audiol*, 25, 153-160.
- [110] Killion M., Fikret-Pasa S. (1993). The 3 types of sensorineural hearing loss: loudness and intelligibility considerations. *Hearing Journal*, 46(11).
- [111] Kochanek, K. (2002). Zastosowanie słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu w diagnostyce zaburzeń słuchu typu pozaślimakowego. *Otorynolaryngologia*, 1, 167-172.
- [112] Kochkin S. (2005). Mark Trak VII: Customer Satisfaction with Hearing Instruments In the Digital Age. *Hearing Journal*. 58(9).
- [113] Konopka W., Mielcarek M. (2009). Ocena porównawcza skuteczności leczenia betahistyną i elektrostymulacjami pacjentów z szumami usznymi. *Otolaryngologia*, 8.3, 122-128.
- [114] Kwiatkowski R. (2000). Skalowanie zmian głośności dźwięków naturalnych u osób ze wszczepem ślimakowym. Praca magisterska, Instytut Akustyki UAM.

- [115] Kwiatkowski R., Hojan E., Szyfter W., Furmann A., Hojan-Jezińska D.(2008). Perception of fast time fluctuations in the sound level by persons with cochlear implant. *Archives of Acoustics*, Vol.33, No4, 423-434.
- [116] Kuwano S., Namba S.(1985). Continuous judgment of level-fluctuating sounds and the relationship between overall loudness and instantaneous loudness. *Psychological Research*, Vol.47, 27-37.
- [117] Lerner S. (2000). Loudness scaling: should we predict it from threshold or can children do it? International Conference-A Sound Foundation through Early Amplification. Chicago.
- [118] Lewis D. (1999). Selecting and evaluating FM systems. *The Hear J.* 52(8), 10-16.
- [119] Lewis D. (2007). Development Perspectives in Hearing Assistance Technology. International Conference-A Sound Foundation through Early Amplification, Chicago, 253-259.
- [120] Macrae J.H., Villon H. (1996). Gain, frequency response and maximum output requirements for hearing aids. *J. Rehab. Res. Dev.*, 33.(4), 363-376.
- [121] Malenda J. (2003). Badanie wpływu stałych czasowych układów regulujących w aparacie słuchowym na zrozumiałość mowy. Instytut Akustyki UAM – praca magisterska.
- [122] Marriage J. (2009). New Developments in Hearing Aids for Children and Adults. *ENT&audiology news*, 18.2, 71-72.
- [123] Martin F. (1991). Introduction to audiology. Forth Edition. Prentice Hall. A Division of Simon&Schuster. New Jersey.
- [124] Mejza M. (2006). Testowanie efektywności różnych metod dopasowania aparatów słuchowych. Instytut Akustyki UAM – praca magisterska.
- [125] Mitrynowicz-Modrzejewska A. (1974). Akustyka psychofizyczna w medycynie. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich. Warszawa.
- [126] Moeller M.P., Donaghy K., Beauchaine K., Lewis D.E., Stenachowicz P.G. (1996). Longitudinal study of FM system use in non-academic setting: Effects on language development. *Ear & Hear*, 17(1), 28-41.
- [127] Moore B.C.J. (2001). Dead regions in the cochlea: diagnosis, perceptual consequences, and implications for the fitting of hearing aids. *Trends in Amp.* 5, 1-34.
- [128] Moore B.C.J. (2004). Dead regions in the cochlea: conceptual foundations, diagnosis and clinical applications. *Ear& Hear*, 25, 98-116.
- [129] Moore B.C.J., Glasberg B.R., Stone M.A. (2004). New version of the TEN test with calibrations in dB HL. *Ear &Hear*, 25, 478-487.
- [130] Moore B.C.J., Fullgrabe C., Sęk A. (2009). Estimation of the center frequency of the highest modulation filter. *J. Acoust. Soc. Am.*, 125, 1075-1081.
- [131] Mueller H., Weber J., Hornsby B. (2006). The effects of digital noise reduction on the acceptable noise level. *Trends in Amp.*, 10, 83-93.
- [132] Mueller H. (2010). Crickers, Audibility and Verification of Hearing Aid Performance. *ENT & audiology news*, 19.3, 84-86.
- [133] Nabelek A.K., Freyaldenhoven M.C., Tamps J.W., Burchfield S.B. (2005). Background Noise Acceptance and Hearing Aid use, *Polish Symposium Audiological*, 63-64.
- [134] Norman P., Erber and Linda H. Witt. (1977). Effects of Stimulus Intensity on Speech Perception by Deaf Children. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, Vol. 42, 271-278.

- [135] Olejnik A. (2005). Ocena efektywności procedur dopasowania aparatów słuchowych. Instytut Akustyki UAM – praca magisterska (opiekun naukowy – Hojan-Jezińska D.)
- [136] Ozimek E. (2002). Dźwięk i jego Percepcja. WNT Warszawa-Poznań.
- [137] Palmer C.V., Lindley S.A., Morner E.A. (2000). Selection and Fitting of Conventional Hearing Aids. Valente et al. *Audiology Treatment*. Thieme. NY, 397-431.
- [138] Pankowski R. (2000). Dopasowanie aparatów słuchowych metodą skalowania głośności dźwięków naturalnych HGJ - u osób w wieku 30-65 lat. Instytut Akustyki UAM – praca magisterska (opiekun naukowy – Hojan-Jezińska D.)
- [139] Pascoe D.P. (1978). An approach to hearing aid selection. *Hear. Instrum.* 29, 12-16.
- [140] Picton T.W., John M.S., Dimitrijevic A., Purcell D. (2003). Human auditory steady-state responses. *Intern. Jour. Audiol.*, 42(4), 177-219.
- [141] Pluinge V. (1989). Clinical measurement of loudness growth. *Hear. Instrum.* 40, 23-34.
- [142] Pruszevicz A., Szyfter W., Świdziński P., Szmeja Z., Sekula A., Woźnica B., Żebryk-Stopa A., Bilińska B., Szymiec E., Łączkowska-Przybylska J., Paprzycki W., Demenko G.. (1994). Pierwsze doświadczenia diagnostyczne i rehabilitacyjne u chorych przed i po założeniu wszczepu ślimakowego „Nucleus Mini System 22”. *Otolaryngologia Polska*. 48.5, 451-459.
- [143] Pruszevicz A. (2004). *Audiologia kliniczna-zarys*. Wyd III. Akademia Medyczna im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu.
- [144] Reber M. (2005). Grenzen der wirklich offenen Anpassung. *Hörakustik*, 9, 10-13.
- [145] Ricketts T.A., Bentler R.A. (1996). The effect of test signal type and bandwidth on the categorical scaling of loudness. *J. Acoust. Soc. Am.*, 99(4), 2281-2287.
- [146] Rohweder R. (2006). Die neue DIN EN 60118 7: 2005 tritt In Kraft, *Hörakustik*, 10, 84.
- [147] Saunders J.E., Smith A. (2009). Global Strategies for Hearing Loss Prevention: an introduction. *ENT&audiology news*, 18.5, 44-49.
- [148] Schaarschmidt M. (2007), Die Kunst der Anpassung. *Hörakustik*, 8.8, 84-87.
- [149] Scharf B., Fishken D. (1970). Binaural summation of loudness reconsidered. *J. Exp. Psychol.*, 86, 374-379.
- [150] Schaub A. (2010). Ein Ausweg aus dem Zielkonflikt zwischen Sprachverständlichkeit und Hörkomfort. *Hörakustik*, 5.12-16.
- [151] Schicavetti N., Sacco, P.R., Metz, D.E., Sitler, R.W. (1983). Direct magnitude estimation and interval scaling of speech intelligibility : Evidence from a study of the hearing impaired, *J. Speech Hear. Res.*, 24, 441-445.
- [152] Scollie S.D., Steinberg M.J., Seewald R.C. (2002). Evaluation of Electroacoustics Test Signals II: Development and Cross-Validation of Correction Factors. *Ear and Hearing*. 23(5), 488-498.
- [153] Scollie S., Seewald R., Cornelisse L., Moodie S., Bagatto M., Larnagaray D., Beaulac S., Pumford J. (2005). The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm. *Trends in Amp.* 9(4), 159-197.
- [154] Sininger Y. (2001). Changing Considerations for Cochlear Implant Candidacy: Age, Hearing Level and Auditory. International Conference - A Sound Foundation Through Early Amplification. Chicago.

- [155] Skibińska D. (2004). Kompensacja różnych typów uszkodzeń słuchu przez wybrane aparaty słuchowe. Instytut Akustyki UAM – praca magisterska (opiekun naukowy – Hojan-Jezińska D.)
- [156] Steffens T. (2009). Implantierbare Hörgeräte zwischen Mythos und Realität. *Zeitschrift für Audiologie*, 48.2, 73.
- [157] Stemplinger I., Fastl H., Schorn K., Brügel F. (1994). Zur Verständlichkeit von Einsilbern in unterschiedlichen Störgeräuschen. In *Fortschritte der Akustik. DAGA 94*, 1469-1472.
- [158] Stevens S.S. (1957). On the psychophysical law. *Psychol. Rev.*, 64, 153-181.
- [159] Stevens S.S. (1959). Cross-modality validation of subjective scales for loudness, vibration and electric shock. *J. Exper. Psychol.*, 57, 201-209.
- [160] Stieler O.M., Hojan-Jezińska D. (2001). Ocena zdolności skalowania zmian głośności dźwięków naturalnych przez dzieci w wieku szkolnym. IX Międzynarodowe Sympozjum Inżynierii i Reżyserii Dźwięku ISSET.
- [161] Sworek K., Furmann A., Hojan E., Hojan-Jezińska D. (2002). The Polish Version of the APHAB Method for Young People. *DAGA'02. Bochum*, 60-61.
- [162] Sworek K., Furman A., Hojan E., Hojan-Jezińska D. (2002). The polish version of the APHAB. *Forum Acusticum, PSY -04-002-IP. Sevilla*. 288-292.
- [163] Sęk A., Alcántara J., Moore B.C.J., Kluk K., Wicher A. (2005). Development of a fast method for determining psychophysical tuning curves. *Intern. Jour. Audiol.* 44 (7), 408-420.
- [164] Sęk, A.P., Wicher A., Drgas S. (2007). A fast method for determination of psychophysical tuning curves: further refining. *Archives of Acoustics*, 32(3), 441-462.
- [165] Śliwińska-Kowalska M. (2005). *Audiologia Kliniczna. Mediton. Łódź.*
- [166] Tchorz J., Schulte M., (2005). Mit Bluetooth-Technologie zu verbessertem Sprachverstehen. *Hörakustik*, 3, 30-33.
- [167] Tchorz J., Reiß D., Lang S. (2007). Verbessertes Sprachverstehen dank simulierte Ohrmuscheleffekte? *Hörakustik*, 6, 10-13.
- [168] Theodore T., Venema H. (2001). The NAL-NL1 Fitting Method. *Audiology Online*. 2/26, 1-13.
- [169] Valente M. (2002). *Strategies for selecting and verification hearing aid fittings.* Thieme Medical Publishers, NY.
- [170] Volberg L., Kulka M., Sust A., Lazarus H. (2006). Speech Intelligibility and the Subjective Assessment of Speech Quality in Near Real Communication Conditions. *Acta Acoustica*, 92, 3, 406-416.
- [171] Winter R. (2007). Performance-Prioritäten und die individualisierte Anpassung. *Hörakustik*, 3, 10-18.
- [172] Yantis P. (1994). Purtone air-conduction threshold testing. *Handbook for clinical audiology.* Katz J. Williams & Wilkins. Baltimore, 97-108.

12. Streszczenie

Dane statystyczne wskazują, że niedosłuch stał się najczęściej występującą dolegliwością współcześnie żyjących ludzi.

Trudności w zrozumieniu mowy ma również wielu ludzi o słuchu normalnym, szczególnie w obecności zakłóceń akustycznych: dotyczy to np. dzieci z dysleksją.

Osoby o niewielkim ubytku słuchu prawie wcale jednak nie korzystają z aparatów słuchowych. Trochę lepiej wygląda ta statystyka w przypadku osób o średnim (22%), dużym (50%) i bardzo dużym (37%) ubytku słuchu. Większość tych osób (66%) życzy sobie przede wszystkim poprawy zrozumienia mowy – szczególnie przy rozmowie w grupie i w obecności różnego rodzaju zakłóceń akustycznych.

Wyniki te wskazują na konieczność bardzo szczegółowej analizy zarówno przyczyn odrzucania przez osoby niedosłyszające pomocy słuchowej – aparatu słuchowego, jak i optymalizacji ich parametrów oraz procedur ich dopasowania (rozdział 1.).

Na podstawie przeglądu literatury, jak i praktyki stwierdzono, że:

1. Obecnie stosowane procedury diagnozowania ubytku słuchu dostarczają przede wszystkim danych o poziomie progowym percepcji tonów sinusoidalnych.
2. Konieczne jest doskonalenie, ale i poszukiwanie nowych interaktywnych procedur dopasowania aparatów słuchowych bazujących na percepcji sygnałów naturalnych.
3. Rehabilitacja słuchu powinna zawierać elementy wpływające na poprawę zakłóconej przy niedosłuchu (odbiorczym, mieszanym, innym – np. obszary martwe) dyskryminacji czasowej i selektywności częstotliwościowej.
4. Nawet najnowsze i najdroższe rozwiązania technologiczne w aparatach słuchowych nie gwarantują optymalnego doboru ich parametrów.

Na bazie tych wniosków sformułowano cel pracy, którym była próba oceny efektywności wybranych procedur dopasowania aparatów słuchowych (na bazie stosowanych miar i ewentualnie na bazie nowych) oraz wskazanie na rolę technik przetwarzania sygnałów akustycznych w aparatach słuchowych i wpływu ich na percepcję.

W pracy podjęto próbę ujęcia wybranych problemów protezowania słuchu osób słabo słyszących, w kontekście doboru odpowiednich procedur dopasowania oraz wykorzystania niektórych możliwości technicznych aparatów słuchowych.

W części monograficznej pracy, w rozdziałach 2–4, przedstawiono wybrane zagadnienia tych problemów w ujęciu literaturowym, wskazując również na udział prac własnych.

W rozdziale 2. omówiono obraz kliniczny i audiologiczny najczęściej spotykanych niedosłuchów w kontekście możliwości ich kompensacji przy pomocy aparatów słuchowych. Wyróżniono ilościowe i jakościowe metody badania słuchu, które m.in. prowadzą do lokalizacji miejsca na drodze słuchowej, w którym powstała patologia i w konsekwencji do odpowiednich rozwiązań technicznych kompensujących niedosłuch.

W rozdziale 3. przedstawiono podstawowe dane o budowie i działaniu różnego rodzaju aparatów słuchowych i innych pomocy słuchowych, wskazując na możliwości zmian ich parametrów, decydujących o efektywności ich działania. Wskazano na różne rozwiązania techniczne aparatów, ich budowę (zauszne, wewnętrzne, okularowe, zakotwiczone) w kontekście przede wszystkim możliwości ich wykorzystania przy kompensacji konkretnego rodzaju, jak i wielkości ubytku słuchu.

Rozdział 4. prezentuje wybrane zagadnienia dotyczące doboru i dopasowania aparatu słuchowego w zależności od rodzaju patologii, skupiając się w szczególności na procedurach dopasowania określających wybrane parametry aparatów uwzględniających środowisko akustyczne, w którym przebywa osoba niedosłysząca. Omówiono czynniki określające potrzebę stosowania aparatów słuchowych w tych przypadkach, jak i wymogi stawiane tym aparatom. Dokonano krytycznego przeglądu najczęściej w praktyce stosowanych procedur dopasowania aparatów słuchowych, wyróżniając procedury klasyczne i współczesne (najczęściej interaktywne – również opracowaną procedurę HGJ).

Kolejne rozdziały od 5. do 9. prezentują wyniki badań własnych realizujących postawiony cel pracy.

Badania wyjaśniające rolę technik przetwarzania sygnału akustycznego na jego percepcję przez osobę noszącą aparat słuchowy (rozdział 5.), skupiły się na zmianach w obwiedni widmowej sygnału, wprowadzanych przez różne aparaty słuchowe. Stwierdzono, że nawet ujednoczenie procedury określenia charakterystyki częstotliwościowej wzmocnienia skutecznego aparatów słuchowych różnych firm, w celu kompensacji danego, wybranego ubytku słuchu, nie gwarantuje jednakowej postaci widma sygnału akustycznego na ich wyjściu. Wręcz przeciwnie różnice w obwiedni widma sygnału akustycznego na wyjściu aparatów słuchowych są bardzo wyraźne, co skutkuje przede wszystkim różną barwą tego samego dźwięku wejściowego.

Fakt ten powinien obliżować protetyka słuchu do proponowania osobie słabo słyszającej aparatów słuchowych różnych firm.

Aparat słuchowy bowiem nie tylko kompensuje ubytki słuchu, ale dokonuje tego na różny sposób; trzeba znaleźć rozwiązanie optymalne dla konkretnego przypadku – konkretnej osoby.

Aprobata percypowanej barwy dźwięku jest podstawowym czynnikiem w procesie akceptacji aparatu słuchowego.

Podjęto próbę oceny efektywności dopasowanych aparatów słuchowych w kontekście optymalnej zrozumiałości mowy osób z niedosłuchem odbiorczym, w różnych uwarunkowaniach środowiska akustycznego (rozdział 6.), wychodząc ze znanych w literaturze problemu metod.

Testowanie wybranych procedur dopasowania aparatów słuchowych, klasycznych i współczesnych, wskazało, że pacjenci z odbiorczym ubytkiem słuchu bez efektu wyrównania głośności uzyskiwali najlepsze wyniki w ocenie z kwestionariusza APHAB, jak i bezpośredniej oceny zrozumienia mowy, używając aparatów słuchowych dopasowywanych współczesnymi procedurami: NAL-NL1 i NAL-RP.

Procedury klasyczne w przypadku tych pacjentów były postrzegane negatywnie (BERGER, POGO2).

Procedura DSL_{10} najwięcej korzyści przyniosła pacjentom z ubytkiem odbiorczym i efektem wyrównania głośności, a także pacjentowi z urazem akustycznym. Procedura klasyczna BERGER, jak i procedury współczesne, zapewniły komfort w przypadku niewielkiego ubytku słuchu związanego z wiekiem pacjenta.

Testowanie procedury HGJ, mając na uwadze jej charakter interaktywny, jak i diagnostyczny (ocena efektu wyrównania głośności), pozwoliło przede wszystkim wyznaczyć wielkość korekty wzmocnienia ogólnego (15 dB) i w konsekwencji bezpośrednio porównać efekty dopasowania aparatów tą metodą z innymi.

Pacjenci oceniają przebieg badania jako bardzo naturalny i przyjemny (mają czynny udział w dopasowaniu aparatu słuchowego).

Sygnaly akustyczne odbierane w aparacie słuchowym ustawionym zgodnie z wynikami procedury HGJ określono jako naturalne i przyjemne zwłaszcza dla głośnych dźwięków. Pacjenci preferują procedurę HGJ w stosunku do innych procedur wykorzystujących sygnał syntetyczny, uznając ją za przyjemną, nieuciążliwą i niemonotonną.

Podobnie jak w przypadku klasycznych procedur dopasowania aparatów słuchowych, opierających się na wynikach audiometrii tonalnej, procedura HGJ okazała się uniwersalna, co oznacza m.in. brak wpływu wieku pacjenta, jego wykształcenia i poziomu inteligencji na wyniki eksperymentu.

W trakcie badań zdefiniowano całkowicie nową metodę oceny efektywności dopasowanych aparatów słuchowych w kontekście optymalnej zrozumiałości mowy w różnych uwarunkowaniach środowiska akustycznego – ANL_{fit} , która okazała się bardzo prosta w realizacji ze względu na łatwość wykonania pomiaru tolerowanego poziomu szumu tła akustycznego, jaki jest skłonna zaakceptować osoba słabo słyszająca w czasie rozmowy.

Określono wartości liczbowe $\Delta(ANL_{fit}) \geq 2$ dB, gwarantujące oceny w metodzie APHAB $\geq 20\%$.

Bardzo pozytywna ocena przez osoby dorosłe z ubytkami słuchu metody HGJ, jako procedury dopasowania aparatu słuchowego, skłoniły do podjęcia

próby jej wykorzystania u dzieci w wieku szkolnym (rozdział 7.). Dzieci w tym wieku (8–15 lat) niechętnie biorą udział w badaniach wykorzystujących audiometrię tonalną, co w efekcie prowadzi do bardzo dużych niedokładności w wyznaczonych wartościach progu słyszenia.

Spokojna i nastawiona na dziecko rozmowa, jak i odpowiednie ćwiczenia pozwalają je zmobilizować do bardzo efektywnego wykorzystania metody HGJ w procesie skalowania głośności dźwięków zmiennych w czasie.

Istnieje uzasadnione przypuszczenie, że będzie można zastosować metodę HGJ w diagnozowaniu, a następnie protezowaniu dzieci z niedosłuchem. Otrzymane średnie wartości współczynnika korelacji ocen subiektywnych głośności i fizycznych zmian poziomu dźwięku rzędu $R = 0,79$ są porównywalne z wynikami otrzymanymi dla osób dorosłych.

Bardzo znaczący w badaniu metodą HGJ jest pierwszy kontakt badającego z dzieckiem, jak i sposób postawionego przed dzieckiem zadania. Trening słuchowy polepsza dokładność skalowania głośności; być może należy przystosować sposób wizualizacji skali do wieku badanych dzieci.

Należy stwierdzić, że pierwsze próby aplikacji metody HGJ w badaniu słuchu dzieci w wieku szkolnym pozwalają wysoko ocenić ich zdolność do skalowania głośności dźwięków zmiennych w czasie, a w efekcie przydatność tej metody jako narzędzia diagnostycznego, umożliwiającego optymalne dopasowanie aparatów słuchowych.

Szczególną grupę pacjentów sprawiających bardzo dużo problemów przy protezowaniu ich słuchu są osoby z tzw. obszarami martwymi (rozdział 8.). Stwierdzono, że konieczne jest w każdym przypadku podjęcie próby protezowania osób z obszarami martwymi aparatami słuchowymi o różnym stopniu zaawansowania technologicznego; nieznane są bowiem preferencje percepcyjne osób o tak specyficznym rodzaju ubytku słuchu.

Określenie optymalnej procedury dopasowania aparatu słuchowego u osoby z dobrze zdiagnozowanymi martwymi obszarami w obu ślimakach ucha wewnętrzznego to kolejny krok na drodze optymalizacji całej procedury dopasowania aparatu słuchowego takiemu pacjentowi.

Ograniczenie pasma wzmacnianych częstotliwości przez aparaty słuchowe do wartości granicznej, nie przekraczającej jednej oktawy powyżej częstotliwości granicznej obszaru martwego jest pożądane i prowadzi do poprawy zrozumiałości mowy przez pacjenta, jak i ogólnej poprawy jego komfortu akustycznego.

Podjęto również próbę wykorzystania procedury HGJ w procesie rehabilitacji słuchu osób z implantem ślimakowym (rozdział 9.).

Założono, że procedura ta, bazująca na dźwiękach naturalnych (o złożonej strukturze czasowej i widmowej), testuje wszystkie cechy psychoakustyczne słuchu i może dostarczyć istotnych informacji o zrozumieniu przez osobę z wszczepem ślimakowym sygnału mowy.

Dla akustycznych sygnałów muzycznych określono (na podstawie wyznaczonej regresji liniowej) relację pomiędzy wskaźnikiem WZPD a zrozumiałością mowy w testach słownych. Najwyższy współczynnik otrzymany został dla sygnału akustycznego Ravel i wynosił 0,97.

W skalowaniu kategoryalnym metodą HGJ rozrzut krzywych ocen skalowania w funkcji poziomu ciśnienia akustycznego dla poszczególnych sygnałów jest indywidualną cechą każdego słuchacza z wszczepem ślimakowym, przy czym dla sygnału Ravel uzyskany został najmniejszy rozrzut odpowiedzi w porównaniu z innymi dźwiękami naturalnymi. Wyniki te nie różnią się zasadniczo od wyników osób o słuchu normalnym.

Procedura HGJ umożliwia, zwłaszcza dla dźwięków muzycznych, określenie przybliżonej zrozumiałości mowy w testach słownych; nie wszyscy są w stanie identyfikować dźwięki mowy, chociaż uzyskują dobre wyniki wskaźnika nadążania za zmianami poziomu dźwięku WZPD, z uwagi na konieczność bardziej złożonej umiejętności nabywanej z czasem, co różnicuje istotnie w tym zakresie otrzymane wyniki. Spostrzeżenia te należy przyjąć jako wstępne z uwagi na stosunkowo małą liczbę słuchaczy i odsłuchów. Należy również nadmienić, że wyniki otrzymane są dla grupy osób zróżnicowanej pod względem znajomości dźwięków spotykanych przez nich w otoczeniu. Dobór osób mających lub nie mających styczność w większości z jednym dźwiękiem naturalnym np. hałasem biurowym albo dźwiękami muzycznymi prowadzić może do odmiennych wyników.

W rozdziale 10. – podsumowanie, ponownie poddano analizie główne wyniki przeprowadzonych badań, wskazując na realizację postawionego celu pracy.

Rozdział 11. zawiera spis literatury, a rozdziały 12. i 13. prezentują streszczenia pracy w języku polskim i angielskim.

13. Summary

As follows from statistical data, hearing impairment has become one of the most frequent ailments. People with normal hearing also have problems with speech comprehension especially in the presence of severe acoustic disturbances, including a special category of dyslexic children. Persons of small hearing loss almost never apply for hearing aid. Those of medium hearing loss, great and substantial hearing loss apply for hearing aid in greater numbers. The majority of the patients expect improvement in speech understanding, in particular in conversation in a group, many of the patients expect improvement in understanding the speech of TV or radio programmes. The above statistical data point to the necessity of a detail analysis of the reasons for so frequent rejection of hearing aid by persons with hearing impairments and increased efforts towards optimisation of the hearing aid parameters and procedures of their adjustment, Chapter 1.

Analysis of the current problems related to hearing aid use has revealed the following.

1. The currently used methods of diagnosis of hearing impairment provide first of all the data on the threshold level of perception of sinusoidal tones.
2. It is necessary to improve the presently used and to search for new interactive procedures of hearing aid adjustment, based on perception of natural signals.
3. Hearing rehabilitation should apply to the elements improving the time discrimination and frequency selectivity which are disturbed on hearing impairment (perceptive, mixed and others like e.g. dead regions).
4. Even the most advanced and expensive technological solutions applied in hearing aids do not guarantee the optimum choice of their parameters.

The above conclusions have prompted us to undertake a study aim at evaluation of the effectiveness of selected procedures of hearing aid fitting (on the basis of the hitherto used and perhaps new one) and analysis of the role of acoustic signal transformation in hearing aids on perception of sounds. The study is an attempt at solving particular problems of hearing impairment patients with considerable hearing loss, by selection of the best fitting procedures and the use of new technological possibilities of advanced hearing aids.

In the monographic part, chapters 2, 3 and 4, the problems are presented against a background of literature, including the authors' own contribution. Chapter 2 presents the clinical and audiological image of the most often met types of hearing impairment in the context of their compensation by hearing aids. The qualitative and quantitative methods of evaluation of hearing impairment, helping localise the sites of pathological alterations in the hearing tract and choose the best methods for the hearing loss compensation, are discussed.

Chapter 3 presents the fundamental data on the construction and operation of hearing aids of different types, indicating the possibilities of adjustment of their parameters determining the hearing aid effectiveness. Different technical solutions and types of construction (behind the ear, in the ear, eyeglass aids, bone anchored hearing aids) are discussed in the context of their specific use. Chapter 4 is focused on the problems of the choice and fitting of a hearing aid depending on the type of hearing impairment, in particular on the choice of the procedures of fitting, taking into regard the acoustic environment of individual patients. The factors indicating the need of the hearing aid application and the requirements the hearing aids are expected to meet are specified. A critical review of the most often used procedures of fitting of the hearing aids is made, both the classical ones and the recently developed ones, including the one proposed by the author – the so called HGI procedure.

Subsequent chapters 5–9 present results of the study performed by the authors.

In continuation of the study aimed at explanation of the acoustic signal processing effect on its perception by hearing-aid user (chapter 5), we analysed the effects of changes in the spectral envelope of the signal introduced by different hearing aids. We have found that even uniformed procedures for determination of the frequency characterisation of effective amplification in hearing aids from different firms in order to compensate for a given hearing loss type, does not guarantee the same spectral shape of the acoustic signal at the output. In fact, the differences in the envelope of the acoustic signal at the output of hearing aids are profound, which gives different timbre of the same input sound. This fact should oblige the person adjusting a given hearing aid to propose hearing aid equipment of different firms to the future user. Different hearing aids compensate the hearing loss in different ways, so for each hearing aid user the individual solution should be found. Approval of the perceived timbre is the main factor in the process of selection of a hearing aid. An attempt was made to evaluate the effectiveness of the hearing aids in permitting optimum speech intelligibility in different types of acoustic environment (chapter 6) on the basis of literature methods.

As follows from the tests of selected procedures of hearing aid adjustment, the patients with sensorineural hearing loss, without recruitment effect, got the best results evaluated by the APHAB questionnaire and direct speech intelligibility tests when using the hearing aids fitting by the recent procedures NAL-NL1 and NAL-RP. For these patients the classical procedures failed (BERGER, POGO2). The $DSL_{1/0}$ procedure worked the best for the patients with sensorineural hearing loss and recruitment effect and the patients with acoustic injuries. The classical BERGER procedure and recent procedures ensured comfort in patients with small hearing loss related to the patient age. Taking into regard the interactive and diagnostic character of the HGJ procedure, its testing permitted first of all determination of the corrections of the general amplification

(15dB) and direct comparison of the effects of fitting by this method with those of the others. The opinion of patients is that the tests are natural and nice; they are actively involved in fitting of a hearing aid. The acoustic signals received through the hearing aid adjusted according to the HGJ procedure were evaluated as natural and nice, especially as far as loud signals are concerned. In the opinion of the patients the HGJ procedure was preferred over the other methods based on synthetic signals, and evaluated as comfortable, not tenuous and pleasant.

Similarly as for the classical procedures of hearing aid fitting, based on tonal audiometric data, the HGJ procedure proved universal, which means-among others - that the results do not depend on the patient's age, education and level of intelligence. In the course of the study of the HGJ procedure, a new method for evaluation of the effectiveness of the hearing aid fitting, in the aspect of speech intelligibility, was developed. This new method called ANL_{fit} , proved very simple in realisation because of the facility of measurements of the level of acoustic background tolerated by the hearing impaired person during conversation. It was established that $\Delta(ANL_{\text{fit}}) \geq 2$ dB guarantees $APHAB \geq 20\%$.

Very positive reception of the HGJ method based procedure of hearing aid ad-justment by adults has prompted the attempt at extension of the method over school-age children. Children in this age (8–15 year old) are reluctant to participate in the examinations based on tonal audiometry, which leads to high errors in determinations of the hearing threshold. Calm conversation focused on the child, followed by appropriate training, can mobilise the children to effective use of the HGJ in the process of scaling the loudness of sounds changing in time. It is reasonable to suppose that it will be possible to apply the HGJ method in diagnostics of hearing impairment in children and then in hearing aid adjustment. The mean correlation coefficients obtained for children close to $R=0,79$ are comparable to those obtained for adults. In application of the HGJ method to children very important is the first contact with a child and explanation of the task to be performed. Hearing training improves the accuracy of loudness scaling and perhaps the way of the scale visualisation should be adapted to the age of children examined. In general the preliminary results on the HGJ method application in hearing examination in children have indicated the high ability of the children to scale the loudness of time-varying sounds, which suggests the suitability of this method as a diagnostic tool and in the procedure of hearing aid adjustment. A groups of persons for whom it is particularly difficult to adjust hearing aids are those with the so-called dead regions (chapter 8). It has been established that when adjusting the hearing aid for the person with dead regions, the devices on different levels of technological development should be tried as the perception preferences of people with this specific type of hearing impairment are not known. Development of the optimum procedure of hearing aid adjustment for the person with well-diagnosed dead regions is the next step towards optimisation of the whole hearing aid adjustment procedure for such patients. Restriction

of the band of the amplified frequencies to a limiting value not exceeding one octave above the bordering frequency of the dead region is desirable and leads to improvement of speech comprehension by the patient and general improvement of his/ her acoustic comfort. At the next stage of the study, an attempt was made to apply the HGJ procedure in rehabilitation of persons with cochlear implant (chapter 9). It was assumed that the HGJ procedure, based on natural sounds of complex temporal and spectral structure, is able to test all psycho-acoustic features of hearing and can provide substantial information on speech intelligibility by a person with cochlear implant. On the basis of the linear regression, for the acoustic musical signals a relation was found between the WZPD index and the speech intelligibility in word tests. The highest coefficient of 0,97 was obtained for the acoustic signal Ravel. In the categorical scaling by the HGJ method the dispersion of the scaling evaluation curves as a function of the acoustic level for particular signals is an individual feature of each patient with cochlear implant. The least dispersion of responses was obtained for the acoustic signal "Ravel" from among other natural sounds. The results do not differ significantly from those obtained by persons with normal hearing. The HGJ procedure permits (especially for music sounds) approximation of the speech intelligibility in word tests; not every person with the cochlear implant is able to identify the sounds of speech, although, they get high values of the index of following changes in the sound level (WZPD). Identification of speech sounds requires a more complex ability that is acquired in time. These observations should be treated as preliminary because of a relatively small number of listeners and sound presentations. It should be mentioned that the results were obtained for the group of patients exposed to different acoustic environments. Results obtained for the persons exposed to one particular type of environmental sound, e.g. office noise or musical sounds, can be different.

Chapter 10 (Conclusions) is a summary of the results of the study, indicating that the aim of the study has been realised.

Chapter 11 give the literature, chapter 12 and 13 the Summary in Polish and English.

