

Podstawy pomiarów na uchu rzeczywistym

Basics of the real ear measurements

Roman Gołębiowski¹

Katedra Akustyki, Wydział Fizyki, Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu,
ul. Uniwersytetu Poznańskiego 2, 61 – 614 Poznań

STRESZCZENIE

Głównym celem pracy było przedstawienie podstaw związanych z pomiarami na uchu rzeczywistym – w zakresie teoretycznym jak również praktycznym. W pracy zdefiniowano podstawowe wielkości związane z pomiarami REM. Podkreślono również zalety wykonywania tych pomiarów – przede wszystkim w kontekście poprawy skuteczności ustawienia aparatów słuchowych (poprzez uwzględnienie indywidualnych właściwości zewnętrznego przewodu słuchowego), weryfikacji procesu dopasowania aparatów słuchowych oraz wzrostu zadowolenia pacjentów.

Słowa kluczowe: pomiary na uchu rzeczywistym

SUMMARY

The purpose of the paper was to present the basics of real ear measurements – in theoretical as well as practical scope. The paper defines the basic quantities related to REM measurements. The advantages of taking these measurements were also emphasized - primarily in the context of improving the efficiency of hearing aid fitting (by taking into account the individual properties of the outer ear canal), verifying the process of the hearing aid fitting and increasing patient satisfaction.

Key words: real ear measurements

1. Wprowadzenie

Pomiary na uchu rzeczywistym – REM (Real Ear Measurements), zwane często pomiarami in-situ, to pomiary w pobliżu błony bębenkowej. Zwrot in-situ pochodzi z języka łacińskiego i oznacza w dosłownym tłumaczeniu – w miejscu. Pomiary REM pozwalają na otrzymanie, a następnie uwzględnienie w procesie dopasowania aparatów słuchowych, indywidualnych własności zewnętrznego przewodu słuchowego. Wykonanie pomiarów akustycznych na uchu rzeczywistym pozwala na lepsze – bardziej precyzyjne dopasowanie aparatów słuchowych. Najnowsze metody dopasowania aparatów słuchowych (NAL NL2, DSL v.5.0) wymuszają konieczność określenia przebiegów w funkcji częstotliwości takich parametrów jak REUG (Real Ear Unaided Gain – wzmacnienia ucha bez aparatu słuchowego), RECD (Real Ear to Coupler Difference – różnicy pomiędzy uchem rzeczywistym, a sprzęgaczem 2 cm³) czy REDD (Real Ear to Dial Difference – różnica pomiędzy progami zmierzonym bezpośrednio w uchu pacjenta (dB SPL), a progami słyszalności wyznaczonym przy

wykorzystaniu audiometru (w dB HL)). Wielkości REUG, RECD, REDD oraz inne związane z pomiarami na uchu rzeczywistym zostaną zdefiniowane w dalszej części niniejszego artykułu. Wymóg wyznaczenia tych wielkości związany jest z potrzebą dokładnego dopasowania aparatu słuchowego, w zależności od indywidualnych właściwości przewodu słuchowego zewnętrznego (indywidualnego ukształtowania przewodu słuchowego). W przypadku, gdy nie ma możliwości wykonania pomiarów jednego z ww. parametrów, należy precyzyjnie podać wiek pacjenta. Na tej podstawie zostają wybrane uśrednione wartości tych parametrów (wyznaczone dla dużej populacji osób w podobnym wieku). Niemniej, najlepszym sposobem uwzględnienia indywidualnych właściwości w procesie ustawienia aparatu słuchowego (jeden z etapów całego procesu dopasowania) jest wykonanie pomiarów akustycznych na uchu rzeczywistym.

Drugim obszarem wykorzystania pomiarów REM jest weryfikacja ustawień aparatu słuchowego oraz zastosowanych w nim metod/algorytmów – w kontekście ich efektywności.

Pomiary na uchu rzeczywistym, dla potrzeb weryfikacji, są szczególnie zalecane przy dopasowaniu aparatów cyfrowych.

¹ roman.golebiowski@amu.edu.pl

Wynika to z faktu, że od tych aparatów słuchowych wymaga się zdecydowanie większej efektywności i w konsekwencji większego zysku. Niestety potrzeba weryfikacji cyfrowych aparatów słuchowych implikuje konieczność zastosowania specjalnych procedur – metod badawczych oraz specjalistycznej aparatury. Procedurą weryfikacyjną powinno objąć się przede wszystkim: układy redukcji hałasu, kierunkowości oraz układy antysprężeniowe. To właśnie te układy decydują o przewadze aparatów cyfrowych nad aparatami klasycznymi (analogowymi).

Wykonywanie pomiarów REM zaleca się wszystkim osobom niedosłyszącym, ale w szczególności dzieciom poniżej 5 roku życia (zewnątrzny przewód słuchowy jest dużo mniejszy niż u osób dorosłych), osobom dorosłym, które mają znacząco różne wymiary przewodu słuchowego oraz osobom po zabiegach chirurgicznych, które mogły spowodować zmiany przewodu słuchowego zewnętrznego.

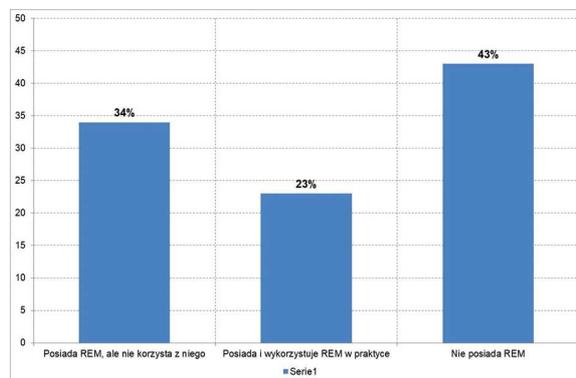
Niniejsza praca stanowi przegląd i w pewnym sensie podsumowania dotychczasowych prac Autora z zakresu pomiarów na uchu rzeczywistym. W pracy zebrano materiały Autora prezentowane w ramach wykładu Dopasowanie aparatów słuchowych na kierunku studiów Akustyka (specjalność Protetyka Słuchu i Ochrona Przed Hałasem), informacje opublikowane w pracach [1, 2] oraz zaprezentowane na konferencjach [3, 4].

2. Dlaczego tak rzadko wykonuje się pomiary REM?

Pomimo wielu zalet, które podano w poprzednim rozdziale, pomiary REM nie są powszechnie wykonywane i stosowane w całym procesie dopasowania aparatów słuchowych – nie tylko na etapie ustawiania aparatów słuchowych, ale również na etapie – weryfikacji procesu dopasowania (nie tylko w Polsce). Jak wynika z przeprowadzonych dotychczas badań jest wiele problemów, które sprawiają, że pomiary REM nie znalazły uznania wśród specjalistów w zakresie protezowania niedosłuchów.

Jak wynika np. z pracy [5], jest to jeden z podstawowych błędów osób zajmujących się diagnozowaniem słuchu oraz dopasowaniem aparatów słuchowych – nie wykorzystywanie pomiarów na uchu rzeczywistym, w celu określenia obiektywnych parametrów akustycznych aparatów słuchowych. Wstępne oszacowanie wielkości parametrów akustycznych aparatu słuchowego dla wybranego audiogramu może różnić się od docelowego/wymaganego (wzmocnienia preferowanego przez osobę niedosłyszącą) – nawet do 20dB [6, 7, 8]. Zastosowanie pomiarów REM może zapewnić lepsze określenie tych parametrów, a następnie ich weryfikację.

W pracy [9] zaprezentowano wyniki badań, które pokazują stopień wykonywania pomiarów REM w codziennej praktyce audiologa/protetyka słuchu. Jak wynika z tej pracy, 57% punktów świadczących usługi w zakresie protezowania słuchu w Stanach Zjednoczonych posiada specjalistyczną aparaturę do wykonywania pomiarów REM. Niestety, niewiele z nich, bo tylko 23% wykorzystuje ją w pomiarach! 43% punktów nie posiada odpowiedniej aparatury pomiarowej (Rys. 1). Wyniki tych badań wskazują jednoznacznie, na brak powszechnego wykorzystywania aparatury REM w trakcie dopasowania aparatów słuchowych – nawet w sytuacji posiadania takiej aparatury.



Rys. 1. Procentowy rozkład punktów świadczących usługi w zakresie protezowania aparatów słuchowych, posiadających i korzystających z aparatury do pomiarów REM

Wśród odpowiedzi na pytanie: „dlaczego nie wykorzystujesz aparatury do pomiarów REM” najczęściej pada odpowiedź [10, 11, 12]:

- 1) „Po prostu nie chcę wiedzieć”, „co mam zrobić jeśli okaże się, że aparat nie przynosi żadnych korzyści? Mam zwrócić pieniądze?”;
- 2) „Nie ma mierzalnych dowodów na wzrost zadowolenia osób niedosłyszących w wyniku poprawy dopasowania aparatów słuchowych w granicach ± 10 dB w porównaniu z „first-fit”;
- 3) Umieszczenie sondy w uchu może być nieprzyjemne dla pacjenta, niewygodna obsługa aparatury pomiarowej;
- 4) Wysoka cena aparatury pomiarowej;
- 5) Wymagania lokalowe;
- 6) Czas potrzebny na wykonanie pomiarów;
- 7) Niepewna korelacja pomiędzy wynikami pomiarów REM z satysfakcją osób niedosłyszących;
- 8) Błędne przekonanie, że pomiary REM nie mogą być wykorzystane dla aparatów cyfrowych – w celu ich weryfikacji;

Jak wynika z przedstawionego powyżej opisu, osobom zajmującym się protezowaniem niedosłuchu, towarzyszy szereg obaw związanych z wykonywaniem i wykorzystywaniem pomiarów na uchu rzeczywistym w swojej codziennej pracy. Jednym z najczęstszych problemów to obawa przed otrzymaniem negatywnego wyniku pomiaru. Sytuacja taka wymusza, bowiem konieczność dokonania odpowiedniej i szczegółowej interpretacji oraz podjęcia odpowiednich działań mających na celu poprawienie ustawień parametrów aparatów słuchowych.

Kolejnym problemem może być aspekt praktyczny – umieszczenie sondy mikrofonowej w zewnętrznym przewodzie słuchowym. Czynność ta może być oczywiście nieprzyjemna dla osoby niedosłyszącej, ale również sprawiać wiele trudności osobie wykonującej pomiary. Największym problemem jest przede wszystkim umieszczenie sondy mikrofonowej w odpowiedniej odległości od błony bębenkowej, co decyduje o poprawności i precyzji pomiaru. Aby otrzymać wysoką dokładność pomiarów, sonda musi znajdować się bardzo blisko błony.

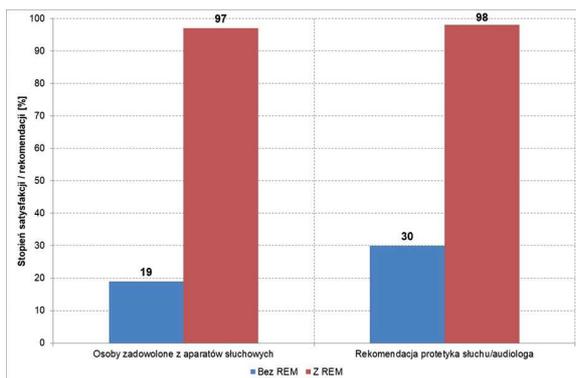
Innym wskazywanym problemem jest wysoka cena aparatury do pomiarów REM oraz wygórowane wymagania lokalowe. Z jednej strony należy zgodzić się z tym, że cena za aparaturę do pomiarów REM jest wysoka, natomiast z drugiej – mając na względzie wyniki badań przeprowadzonych w Stanach Zjednoczonych, z których wynikało, że pomimo posiadania aparatury pomiarowej nie była ona wykorzystywana w pracy – należy uznać, że nie jest to czynnik decydujący.

Podobnie należy odnieść się do wymagań lokalowych. Okazuje się, że pomiary REM nie wymagają bardzo restrykcyjnych wymagań lokalowych oraz parametrów akustycznych tych pomieszczeń. Zdecydowanie większe wymagania stawia się badaniom diagnostycznym słuchu czy nawet tylko na potrzeby dopasowania aparatów słuchowych.

Kolejnym problemem jest wątpliwość dot. zastosowania pomiarów REM do aparatów cyfrowych. Obawy czy tego rodzaju pomiary mogą być zastosowane do najnowszych aparatów cyfrowych są zupełnie nieuzasadnione. Wręcz przeciwnie – pomiary REM powinny zostać wykorzystywane do oceny/weryfikacji systemów stosowanych obecnie w cyfrowych aparatach słuchowych np. do redukcji hałasu, sprzężeń zwrotnych, itp. Nie ma obecnie lepszej metody do sprawdzenia i weryfikacji tych układów.

Oprócz niewątpliwych zalet wynikających z możliwości uwzględnienia indywidualnych właściwości zewnętrznego przewodu słuchowego do dopasowania aparatów słuchowych, pomiary REM mogą zwiększyć satysfakcję pacjentów oraz wykorzystać je do weryfikacji dopasowania aparatów słuchowych.

W pracy [13] przedstawiono wyniki badań, które pokazały jednoznacznie, że wykorzystanie przy dopasowaniu aparatów słuchowych pomiarów REM zwiększa satysfakcję osób niedosłyszących oraz sprawia, że większa liczba osób poleca usługi punktu z aparaturą REM. Wyniki tych badań przedstawiono poniżej na rysunku.



Rys. 2. Stopień satysfakcji z dopasowania aparatów słuchowych, bez i z wykorzystaniem aparatury do pomiarów REM oraz stopień rekomendacji usług protetyki słuchu

Kolejnym argumentem przemawiającym za wykonywaniem pomiarów REM jest możliwość wykorzystania ich do weryfikacji dopasowania aparatów słuchowych. Dlatego należy weryfikować i walidować proces dopasowania aparatów

słuchowych, a dlaczego zwykle nie wykonuje się takich pomiarów?

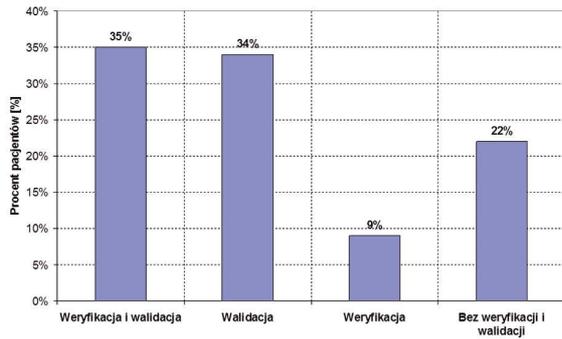
Wśród czynników wpływających na brak weryfikacji i walidacji aparatów słuchowych należy wyróżnić:

- brak odpowiednich kwalifikacji osoby dopasowującej aparaty oraz problemy w interpretacji otrzymywanych wyników pomiarów,
- zmieniająca się ciągle technologia aparatów,
- brak odpowiednich procedur – pełna ocena dopasowania aparatów powinna zwracać weryfikację i walidację,
- brak odpowiedniej aparatury pomiarowej,
- „jeśli pacjent jest zadowolony – to po co mierzyć?”

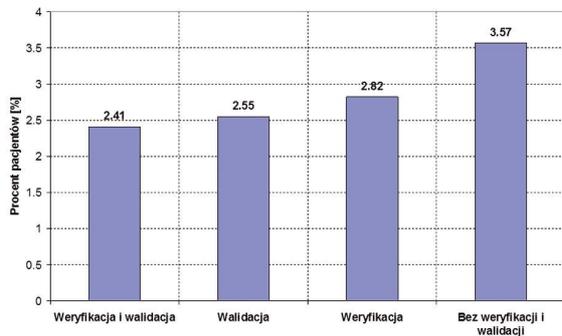
W pracy [14] przedstawiono wyniki badań przeprowadzonych w Stanach Zjednoczonych, które pokazały wysoką korelację pomiędzy liczbą wizyt w gabinecie protetycznym, a końcowym sukcesem rozumianym jako odpowiednio (precyzyjnie) dopasowany aparat słuchowy. Okazało się, że 76% pacjentów z wynikiem powyżej średniej było zadowolonych z dopasowania po 1-2 wizytach. Aby osiągnąć podobne zadowolenie, 47% pacjentów (wynik poniżej średniej) potrzebowało aż 6-7 wizyt. Tylko 7% pacjentów osiągnęło ponadprzeciętny wynik. Jako główną przyczynę tak dużej liczby wizyt wskazano brak pomiarów na uchu rzeczywistym oraz sprawdzenia procesu dopasowania.

W pracy [10] przebadano ok. 800 osób niedosłyszących pod kątem ich zadowolenia z dopasowanego aparatu słuchowego. Poniżej, na Rys. 3 przedstawiono procentowo liczbę pacjentów, dla których w trakcie procesu dopasowania aparatu słuchowego przeprowadzono tylko weryfikację, weryfikację i walidację, tylko walidację oraz liczbę osób, dla których nie wykonano żadnych badań, mających na celu sprawdzenie wyniku dopasowania. Walidację przeprowadzono dla 34% pacjentów, natomiast weryfikację i walidację (łącznie) – dla 35%. Tylko dla 9% pacjentów wykonano weryfikację, tj. pomiary akustyczne na uchu rzeczywistym. Dla 22% pacjentów nie wykonano żadnych badań potwierdzających poprawność dopasowania.

Na Rys. 4 pokazano średnią liczbę wizyt pacjentów w punkcie protetycznym wymaganych do skutecznego dopasowania aparatu słuchowego – w zależności od podjętych działań poprawiających skuteczność dopasowania. Jak widać wykorzystanie w procesie dopasowania weryfikacji i walidacji, zmniejsza liczbę wizyt w punkcie protetycznych o ok. 1.2 razy



Rys. 3. Procent pacjentów, dla których wykonano (lub nie wykonano) badania potwierdzające wynik dopasowania aparatu (na podstawie pracy [10]).



Rys. 4. Średnia liczba wizyt niezbędnych do skutecznego dopasowania aparatu słuchowego (na podstawie pracy [10]).

Jak widać, wykonanie pomiarów akustycznych na uchu rzeczywistym oraz walidacji zwiększa satysfakcję osób niedosłyszących z dopasowanych aparatów słuchowych oraz redukuje liczbę wymaganych wizyt w punkcie protetycznym. Jest to zatem niepodważalny dowód na potrzebę stosowania pomiarów REM w całym procesie dopasowania aparatów słuchowych.

3. Opis teoretyczny

Podczas propagacji fali akustycznej w zewnętrznym przewodzie słuchowym powstaje w nim rezonans akustyczny. Powstaje on na skutek interferencji fali biegnącej w kierunku błony bębenkowej oraz fali odbitej od niej.

Zapiszmy ciśnienie akustyczne fali padającej i fali odbitej od błony bębenkowej w postaci:

$$p_{pad}(x, t) = A \sin(kx - \omega t), \quad p_{od}(x, t) = B \sin(kx + \omega t) \quad (1)$$

gdzie k jest liczbą falową równą $2\pi/\lambda$, ω - częstotliwością kołową, natomiast A i B określają amplitudy odpowiednio fali padającej i odbitej.

Ciśnienie wypadkowe będzie sumą ciśnień fali padającej i fali odbitej:

$$p(x, t) = A \sin(kx - \omega t) + B \sin(kx + \omega t) \quad (2)$$

Założmy, że amplituda fali padającej i fali odbitej jest taka sama. Pozwala to przepisać zależność (2) w postaci

$$p(x, t) = A(\sin(kx - \omega t) + \sin(kx + \omega t)) \quad (3)$$

Korzystając z zależności trygonometrycznej:

$$\sin(\alpha) + \sin(\beta) = 2 \sin\left(\frac{\alpha + \beta}{2}\right) \cos\left(\frac{\alpha - \beta}{2}\right) \quad (4)$$

wzór (3) przyjmuje postać:

$$p(x, t) = 2A \sin(kx) \cos(\omega t) \quad (5)$$

Z własności fal stojących wynika, że na końcu rury jednostronnie otwartej (na końcu zewnętrznego przewodu słuchowego) wartość ciśnienia akustycznego przyjmuje wartość maksymalną. Sprawdźmy, ile wynosi ciśnienie akustyczne na końcu kanału słuchowego, tzn. dla $x = l$:

$$p(l, t) = 2A \sin(kl) \cos(\omega t) \quad (6)$$

Wyrażenie (6) przyjmuje wartość maksymalną, gdy przyjmuje wartość maksymalną, a więc dla

$$\sin(kl) = 1, \quad (7)$$

czyli

$$kl = \frac{\pi}{2} \rightarrow \frac{2\pi l}{\lambda} = \frac{\pi}{2}. \quad (8)$$

Korzystając z zależności

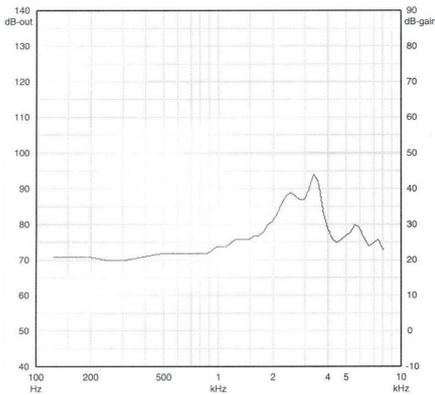
$$\lambda = \frac{c}{f}, \quad (9)$$

gdzie c jest prędkością propagacji dźwięku równą $c = 340$ m/s, natomiast f jest częstotliwością, otrzymujemy

$$f = \frac{c}{4l}. \quad (10)$$

Przyjmując długość kanału słuchowego: $l = 3$ cm otrzymujemy częstotliwość rezonansową równą: $f = 2830$ Hz.

Poniżej na Rys. 5 przedstawiono zmierzoną wartość poziomu ciśnienia akustycznego w zewnętrznym przewodzie słuchowym, w pobliżu błony bębenkowej, przy czym poziom ciśnienia akustycznego na wejściu przewodu wynosił $L_p = 70$ dB SPL. Jeśli od tego przebiegu odejmiemy wartość 70 dB – wówczas otrzymamy przebieg rezonansu otwartego zewnętrznego przewodu słuchowego. Jak widać częstotliwość rezonansowa wynosi niewiele powyżej 3 kHz.



Rys. 5. Zmierzony poziom ciśnienia akustycznego w zewnętrznym przewodzie słuchowym, w pobliżu błony bębenkowej, przy czym poziom ciśnienia akustycznego na wejściu przewody wynosił $L_p = 70$ dB SPL (osoba dorosła, kobieta)

W przypadku, gdy kanał słuchowy zamknięty jest wkładką – staje się rurą obustronnie zamkniętą (rezonator półfalowy). Można udowodnić, że dla takiego układu częstotliwość rezonansową oblicza się ze wzoru:

$$f = \frac{c}{2l} \quad (11)$$

Z zależności (11) wynika, że w przypadku zamknięcia zewnętrznego przewodu słuchowego wkładką rezonans akustyczny zostaje przesunięty w kierunku wysokich częstotliwości i wynosi 5 660 Hz. Oznacza to, że zamknięcie wkładką kanału słuchowego zmienia całkowicie jego własności. Należy dodatkowo pamiętać, że wkładka uszna nie tylko zamyka kanał słuchowy, ale również skraca jego długość. Załóżmy, że długość trzpienia wkładki jest równy 0.5 cm i o taka wartość zmniejszyła się długość kanału słuchowego. Mamy zatem:

$$f = \frac{c}{2l} = \frac{340}{2 \cdot (0.03 - 0.005)} = 6\,800 \text{ Hz} \quad (12)$$

Zamknięcie i skrócenie kanału słuchowego powoduje przesunięcie rezonansu w kierunku wysokich częstotliwości – bardzo często poza obszar działania aparatu słuchowego.

Z powyższej analizy wynika, że zakładając wkładkę uszną niwelujemy w określonym zakresie częstotliwości naturalne wzmocnienie zewnętrznego przewodu słuchowego, a ściślej: przesuwamy miejsce występowania rezonansu w kierunku wysokich częstotliwości. W zależności od długości trzpienia wkładki usznej przesunięcie to może być jeszcze większe. Bardzo często wykonanie tzw. wkładki hoka (pustej w środku), pozwala zmniejszyć ten efekt, tzn. obniżyć częstotliwość rezonansową. Należy jednak pamiętać, że nigdy nie osiągniemy przebiegu rezonansu otwartego kanału słuchowego, gdyż sam efekt zamknięcia kanału powoduje podwyższenie częstotliwości rezonansowej kanału słuchowego. Fakt ten, należy uwzględnić w procesie dopasowania aparatu słuchowego.

4. Podstawy techniczne wykonywania pomiarów REM

Pomiary na uchu rzeczywistym wykonuje się z wykorzystaniem sondy mikrofonowej. Jest to cienki wężyk o średnicy ok. 1 mm

i długości kilku centymetrów. Sonda jest ma niewielkie rozmiary – przez co swoją obecnością nie zmienia właściwości akustycznych zewnętrznego przewodu słuchowego. Jest na tyle elastyczna, że nie powoduje również fizycznego dyskomfortu.

Przed rozpoczęciem pomiarów akustycznych, sonda musi zostać skalibrowana. Pozwoli to w późniejszych pomiarach odjąć wpływ parametrów akustycznych sondy od wyników pomiarów. W zależności od rodzaju wykorzystywanej aparatury pomiarowej, proces kalibracji może być różny.

4.1. Definicje podstawowych wielkości

Poniżej w kolejnych rozdziałach zdefiniowano najważniejsze wielkości związane z pomiarami na uchu rzeczywistym. Wielkości te zdefiniowano w normie ANSI S3.46-1997 [15].

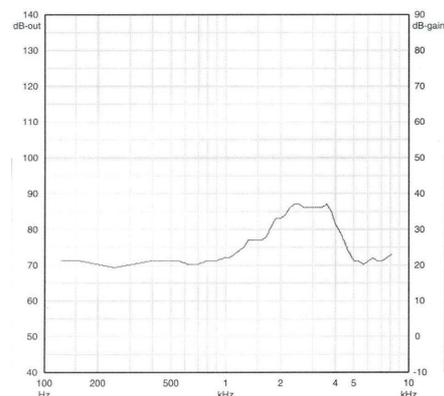
Nazewnictwo poszczególnych parametrów rządzi się pewną prawidłowością. Jeśli w nazwie parametru znajduje się litera „G” – oznacza to „Gain” – jest to różnica dwóch wartości (np. parametr REUG). Parametry te wyrażane są w dB. Jeśli w nazwie parametru znajduje się litera „R” – co oznacza „Response” – jest to wartość zmierzona bezpośrednio w pobliżu błony bębenkowej (np. REUR). Parametry te wyrażane są w dB SPL.

4.1.1. REUR (Real Ear Unaided Response)

Wielkość REUR jest to poziom ciśnienia akustycznego, w funkcji częstotliwości, w wybranym punkcie, w zewnętrznym przewodzie słuchowym, w określonym polu akustycznym (tj. dla określonego kierunku fali akustycznej docierającej do ucha) oraz przy braku aparatu słuchowego (wkładki usznej lub aparatu wewnętrznego).

REUR jest to poziom ciśnienia akustycznego, w funkcji częstotliwości, zmierzony w przewodzie słuchowym zewnętrznym dla danego poziomu ciśnienia akustycznego na jego wejściu.

Przykładowy przebieg parametru REUR (dla dorosłej kobiety) przedstawiono na Rys. 5 oraz poniżej – na Rys. 6 – dla dorosłego mężczyzny.



Rys. 6. Zmierzony przebieg REUR dla dorosłego mężczyzny

4.1.2. REUG (Real Ear Unaided Gain)

Wielkość REUG jest to różnica (w dB), w funkcji częstotliwości, pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego w wybranym punkcie w zewnętrznym przewodzie słuchowym, w określonym polu akustycznym oraz przy braku aparatu słuchowego (wkładki usznej lub aparatu wewnętrznego) a poziomem ciśnienia akustycznego zmierzonym tuż przy wejściu do zewnętrznego przewodu słuchowego. Wielkość tę należy traktować jako wzmocnienie wnoszone przez zewnętrzny przewód słuchowy (w stopniu zależnym od ukształtowania przewodu słuchowego oraz efektów związanych z dyfrakcją fali akustycznej na głowie).

Definicję tę można zapisać za pomocą zależności:

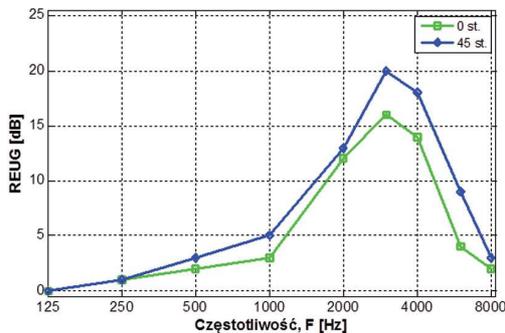
$$REUG = L_{p2} - L_{p1} \text{ [dB]}, \quad (13)$$

gdzie L_{p2} – oznacza poziom ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej, natomiast L_{p1} – poziom ciśnienia akustycznego na wejściu zewnętrznego przewodu słuchowego.

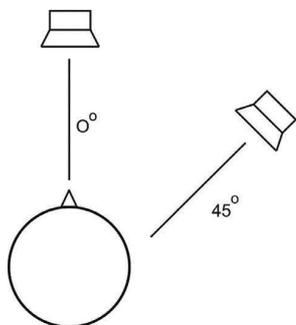
Wykorzystując parametr REUR wielkość REUG można zdefiniować jako:

$$REUG = REUR - L_{p1} \text{ [dB]}. \quad (14)$$

Poniżej na Rys. 7 zaprezentowano wyniki REUG, uśrednione dla osób dorosłych, dla dwóch pozycji źródła dźwięku, tj. gdy źródło znajduje się na wprost pacjenta (0°) oraz dla położenia źródła pod kątem 45° (Rys. 8).



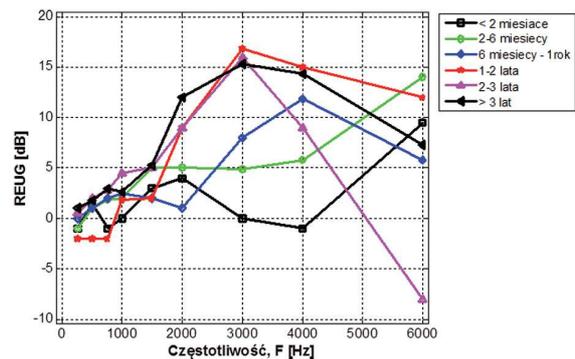
Rys. 7. Uśrednione wartości REUG dla osób dorosłych, zmierzone dla dwóch pozycji źródła dźwięku



Rys. 8. Położenie źródła dźwięku w pomiarach REUG (Rys. 7)

Dla osób dorosłych przyjmuje się, że maksimum REUG wynosi ok. 17 dB dla częstotliwości w zakresie od 2 do 3 kHz (maksimum dla 2.7 kHz). Często w przebiegu REUG, w indywidualnych przypadkach, pojawia się drugie maksimum (ok. 14-15 dB) dla częstotliwości w zakresie od 4 do 5 kHz.

Na Rys. 9 przedstawiono uśrednione wartości REUG w funkcji częstotliwości, dla osób w różnym wieku. Jak widać z przedstawionych zależności, wielkość REUG bardzo silnie zależy od wieku – co jest konsekwencją wielkości przewodu słuchowego zewnętrznego.



Rys. 9. Uśrednione w zależności od wieku wartości REUG (na podstawie pracy [16])

4.1.3. REAR (Real Ear Aided Response)

Wielkość REAR jest to poziom ciśnienia akustycznego, w funkcji częstotliwości w wybranym punkcie w zewnętrznym przewodzie słuchowym, w określonym polu akustycznym – przy założonym i włączonym aparacie słuchowym (z wkładką uszną w przypadku aparatu zausznego lub z aparatem wewnątrzusznym).

Wielkość REAR definiuje się również jako charakterystykę częstotliwościową poziomu ciśnienia akustycznego w zewnętrznym przewodzie słuchowym – przy założonym i włączonym aparacie słuchowym.

4.1.4. REAG (Real Ear Aided Gain)

Wielkość REAG jest różnica, w funkcji częstotliwości, pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego w wybranym punkcie w zewnętrznym przewodzie słuchowym zewnętrznym, w określonym polu akustycznym – przy założonym i włączonym aparacie słuchowym, poziomem na wejściu przewodu słuchowego.

Innymi słowy jest to wzmocnienie aparatu słuchowego w funkcji częstotliwości, mierzone w zewnętrznym przewodzie słuchowym, w pobliżu błony bębenkowej. Jest to różnica pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej minus poziom ciśnienia akustycznego na wejściu przewodu słuchowego, przy założonym i działającym aparacie słuchowym.

Wielkość REAG można również zdefiniować za pomocą zależności:

$$REAG = L_{p2}^{ap,wt} - L_{p1} \text{ [dB]}, \quad (15)$$

gdzie $L_{p2}^{ap,wt}$ jest poziomem ciśnienia akustycznego zmierzonym przy błonie bębenkowej, przy założonym włączonym aparacie słuchowym, natomiast L_{p1} – jest poziomem ciśnienia akustycznego na wejściu przewodu słuchowego.

Wykorzystując wielkość REAR parametr REAG można zdefiniować jako:

$$REAG = REAR - L_{p1} \text{ [dB]}. \quad (16)$$

Wielkości REAR oraz REAG służą przede wszystkim jako krzywe odniesienia do wyliczenia krzywej REIG (parametr zdefiniowany poniżej). Kilka istniejących metod dopasowania aparatów słuchowych, które określają wymagane parametry aparatu, wymagają, aby w trakcie dopasowania, ustawiać i korygować przebiegi tych parametrów na uchu rzeczywistym.

4.1.5. REIG (Real Ear Insertion Gain)

Parametr REIG jest to różnica, w funkcji częstotliwości, pomiędzy parametrami REAG i REUG:

$$REIG = REAG - REUG \text{ [dB]} \quad (17)$$

Innymi słowy REIG jest wzmocnieniem, w funkcji częstotliwości, wnoszonym tylko przez aparat słuchowy – bez uwzględnienia wzmocnienia, które powstaje na skutek rezonansów w przewodzie słuchowym zewnętrznym.

Parametr REIG określa (przy wykorzystaniu metod dopasowania aparatów, np. DSL, NAL-NL2) wymagane wzmocnienie aparatu słuchowego, dla różnych poziomów na wejściu aparatu. Metody te wymuszają zatem konieczność pomiaru tego parametru w trakcie dopasowania.

4.1.6. REOR (Real Ear Occluded Response)

Wielkość REOR jest to poziom ciśnienia akustycznego, w funkcji częstotliwości, w wybranym punkcie w zewnętrznym przewodzie słuchowym, w określonym polu akustycznym – przy założonym, ale wyłączonym aparacie słuchowym.

Prościej: charakterystyka częstotliwościowa poziomu ciśnienia akustycznego, zmierzona w przewodzie słuchowym zewnętrznym, w pobliżu błony bębenkowej, z założonym, ale wyłączonym aparatem słuchowym.

4.1.7. REOG (Real Ear Occluded Gain)

Parametr REOG określa wzmocnienie, w funkcji częstotliwości, w wybranym punkcie w zewnętrznym przewodzie słuchowym, w określonym polu akustycznym – przy założonym, ale wyłączonym aparacie słuchowym (z wkładką uszną lub aparatem wewnętrznym – wyłączonym).

Można zatem stwierdzić, że REOG jest różnicą, w funkcji częstotliwości, pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej oraz poziomem na wejściu przewodu słuchowego – przy założonym i wyłączonym aparacie słuchowym.

Wielkość REOG definiuje się następującą zależnością:

$$REOG = L_{p2}^{ap,wy} - L_{p1} \text{ [dB]}, \quad (18)$$

gdzie $L_{p2}^{ap,wy}$ – jest poziomem ciśnienia akustycznego zmierzonym przy błonie bębenkowej, przy założonym i wyłączonym aparacie słuchowym, natomiast L_{p1} – jest poziomem ciśnienia akustycznego na wejściu przewodu słuchowego.

Korzystając z definicji REOR, wielkość REOG możemy zdefiniować jako:

$$REOG = REOR - L_{p1} \text{ [dB]}. \quad (19)$$

Parametry REOR oraz REOG wykonuje się w celu określenia wpływu wentylacji na charakterystykę częstotliwościową wzmocnienia aparatu. Analiza przebiegu tych parametrów pozwala określić czy wzmocnienie dla niskich częstotliwości jest wystarczające dla celu skompensowania wielkości ubytku słuchu.

4.1.8. REDD (Real Ear Dial Difference)

Wielkość REDD jest to różnica pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego, w funkcji częstotliwości, zmierzonym w przewodzie słuchowym zewnętrznym oraz ustawieniami audiometru. Inaczej: jest to różnica (w dB) pomiędzy pomiarem w przewodzie słuchowym zewnętrznym, a ustawieniami audiometru, który wygenerował te sygnały.

Parametr REDD służy przede wszystkim do konwersji jednostek z dB HL na dB SPL.

4.1.9. RESR (Real Ear Saturation Response)

Parametr RESR jest to poziom ciśnienia akustycznego, w funkcji częstotliwości, zmierzony w wybranym punkcie w zewnętrznym przewodzie słuchowym oraz przy takich ustawieniach aparatu słuchowego, które pozwalają wygenerować maksymalny poziom na wyjściu aparatu słuchowego.

Inaczej jest to charakterystyka częstotliwościowa aparatu słuchowego, zmierzona w zewnętrznym przewodzie słuchowym, dla poziomu wejściowego oraz takich ustawień aparatu, które zapewniają osiągnięcie maksymalnego poziomu na wyjściu aparatu.

Głównym celem pomiaru parametru RESR jest określenie maksymalnego poziomu ciśnienia akustycznego przy błonie bębenkowej, czyli po wyjściu z aparatu słuchowego oraz po przejściu przez przewód słuchowy. Pomiar ten pozwala zorientować się czy poziom sygnału, który dociera do błony bębenkowej nie przekracza dopuszczalnych wartości, tj. nie przekracza poziomu dyskomfortu. Z drugiej strony – pomiar RESR pozwala również przekonać się czy wielkość tego

parametru nie jest ustawiona zbyt restrykcyjnie. Może to bowiem oznaczać zbyt wąską dynamikę słuchu. Przy pomiarze RESR mogą występować (mogą zostać wygenerowane) sygnały powodujące dyskomfort. Z tego powodu zaleca się, aby wartość tego parametru określać przy wykorzystaniu RECD.

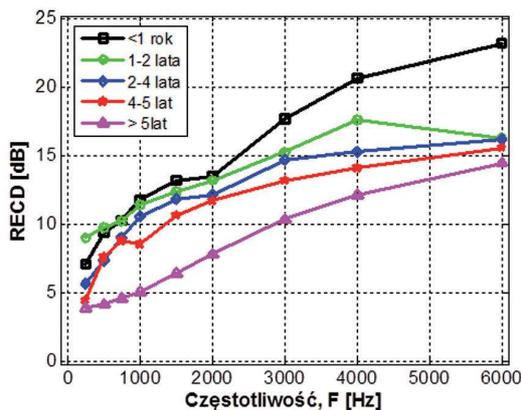
4.1.10. RECD (Real-Ear Coupler Difference)

Parametr RECD jest to różnica pomiędzy poziomem ciśnienia akustycznego, w funkcji częstotliwości w wybranym punkcie zewnętrznego przewodu słuchowego, w określonym polu akustycznym oraz poziomem ciśnienia akustycznego zmierzonym na sprężaczu 2 cm³, dla określonego poziomu wejściowego:

$$RECD = RESPL - L_p^{2cm^3} [dB]. \quad (20)$$

gdzie RESPL – jest poziomem ciśnienia akustycznego zmierzonym w zewnętrznym przewodzie słuchowym (w pobliżu błony bębenkowej), dla określonego poziomu wejściowego, a $L_p^{2cm^3}$ – jest poziomem ciśnienia akustycznego zmierzonym na sprężaczu 2 cm³ – dla tego samego poziomu wejściowego.

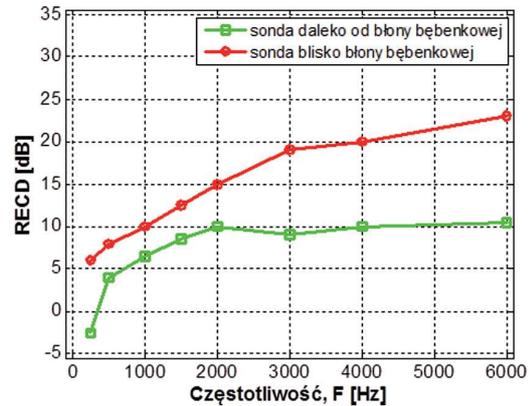
Na Rys. 10 przedstawiono uśrednione wartości RECD, w funkcji częstotliwości oraz w zależności od wieku pacjenta.



Rys. 10. Uśrednione wartości RECD w funkcji częstotliwości, w zależności od wieku pacjenta

Jak widać wielkość RECD bardzo silnie zależy od częstotliwości – wraz ze wzrostem częstotliwości rośnie również wartość RECD. Największe wartości parametru występują u dzieci poniżej 1 roku życia – wartości RECD sięgają ok. 24 dB. Oznacza to, że różnica pomiędzy wzmocnieniem, określonym w uchu rzeczywistym u małych dzieci jest o ponad 20 dB większe niż u osób dorosłych. Wartości RECD maleją wraz z wiekiem.

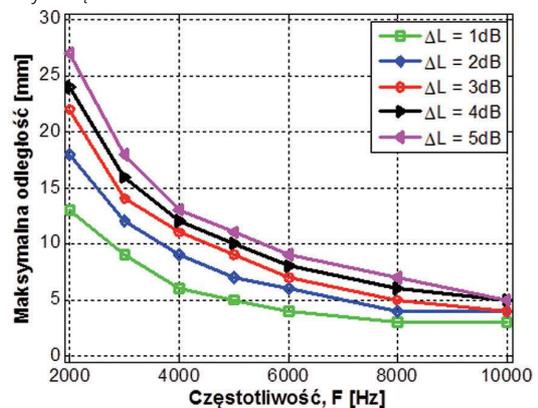
Na kolejnym rysunku (Rys. 11) przedstawiono parametr RECD zmierzony w dwóch różnych odległościach od błony bębenkowej. Z przedstawionych zależności widać wyraźnie wpływ pozycji sondy w przewodzie słuchowym – blisko błony bębenkowej otrzymuje się dużo większe wartości niż w większej odległości od błony (różnica ponad 10 dB – dla wyższych częstotliwości).



Rys. 11. Wartość RECD w zależności od lokalizacji sondy w przewodzie słuchowym zewnętrznym

Z pomiarami praktycznie wszystkich wielkości na uchu rzeczywistym wiąże się niestety szereg problemów. Do najważniejszych zalicza się fakt, że pomiary te mogą być obciążone sporym błędem. Wynika to z faktu, że dla wyników pomiarów dla wysokich bardzo duże znaczenie ma odległość sondy mikrofonowej od błony bębenkowej.

W celu otrzymania precyzyjnych wyników pomiarów, sondę mikrofonową należy umieszczać bardzo blisko błony bębenkowej – w odległości ok. 5 mm od błony. Pozycja sondy (odległość od błony bębenkowej) nie wpływa na pomiar dla częstotliwości poniżej 2kHz – w przypadku wkładki zamkniętej oraz poniżej 1kHz – w przypadku otwartej (długość fali jest większa niż wymiar przewodu). Ze wzrostem częstotliwości pozycja sondy jest bardzo ważna i w istotnym stopniu wpływa na wynik pomiaru. Aby zminimalizować błąd pomiaru sonda powinna znajdować się bardzo blisko błony bębenkowej. Dla częstotliwości sygnału $f = 6$ kHz, aby błąd pomiaru nie przekroczył 2 dB, odległość powinna być ok. 6mm (0.1 długości fali). Pokazano to poniżej na Rys. 12. Jeśli chcielibyśmy wykonywać pomiary np. parametru REAG do 8 kHz (co jest istotne przy dopasowaniu aparatów słuchowych dzieciom) z dokładnością do 1 dB, wówczas maksymalna odległość od błony bębenkowej nie powinna być większa niż 3 mm. Jeśli interesowałby nas pomiar do 5 kHz, z dokładnością do 5 dB, wówczas maksymalna odległość nie może być większa 11 mm.



Rys. 12. Wpływ odległości sondy mikrofonowej od błony bębenkowej na wynik pomiaru (na podstawie pracy [17])

Zaleca się, aby długości sondy w zależności od wieku osób badanych były takie, jak pokazano w poniższych tabelach.

Tab. 1. Zalecane długości sondy mikrofonowej w pomiarach na uchu rzeczywistym dla osób dorosłych

Dorośli	Długość [mm]
Dorośla kobieta	28
Dorosły mężczyzna	30-31

Tab. 2. Zalecane długości sondy mikrofonowej w pomiarach na uchu rzeczywistym dla dzieci w różnym wieku

Dzieci	Długość [mm]
0-6 miesięcy	11
6-12 miesięcy	15
1-5 lat	20

Z kolei dla niskich, potencjalnym źródłem błędu pomiarowego są nieszczelności we wkładce usznej. Np. pomiar parametru RECD jest często wykorzystywany jako test na „szczelność wkładki usznej” i/lub w celu potwierdzenia dopasowania aparatu z wykorzystaniem wkładki otwartej. Jeśli krzywe REUG oraz REOG będą się pokrywać oznacza to, że dopasowanie aparatu jest otwarte (duża wentylacja) i zachowane jest wzmocnienie wnoszone przez przewód słuchowy zewnętrzny. Jeżeli krzywe REUG i REOG mają podobny przebieg (podobny kształt), ale nie pokrywają się – wówczas dopasowanie jest częściowo otwarte i wzmocnienie otwartego przewodu słuchowego jest w znacznym stopniu zachowane.

5. Podsumowanie

W niniejszej pracy przedstawiono podstawowe informacje z zakresu pomiarów na uchu rzeczywistym. Postarano zebrać się wszystkie najbardziej istotne informacje na temat opisu teoretycznego powstawania rezonansu w zewnętrznym przewodzie słuchowym oraz o aspektach technicznych wykonywania tych pomiarów. Praca ta w żaden sposób nie wyczerpuje informacji na ten temat – stara się wyłącznie zwrócić na złożoność tego zagadnienia.

Pomimo złożoności problemu, należy bardzo mocno podkreślić niezwykle ważną rolę i znaczenie pomiarów wykonywanych na uchu rzeczywistym w procesie dopasowania aparatów słuchowych. Przytoczone w pracy wyniki badań wyraźnie wskazują, że wykonanie pomiarów REM wyraźnie zwiększa poziom zadowolenia osób niedosłyszących z dopasowania aparatów słuchowych i dodatkowo zmniejsza liczbę koniecznych wizyt w punkcie protetycznym w celu osiągnięcia całkowitego zadowolenia.

Nie można przejść obojętnie obok cen aparatury służącej do wykonywania pomiarów na uchu rzeczywistym. Niemniej, po pierwsze – ceny wyraźnie są coraz niższe. Po wtóre – jeśli myślimy o rozwoju swojej firmy oraz o budowie jej prestiżu – warto podjąć dyskusję na temat inwestycji w zakresie rozwoju swojej infrastruktury diagnostycznej i pomiarowej.

Bibliografia

1. A. Duraj, R. Gołębiwski Pomiary na uchu rzeczywistym (pomiar in – situ), XII Konferencja Akustyka w Audiologii i Foniatrii, 17 – 18 maja, Poznań 2013
2. R. Gołębiwski, Pomiary akustyczne na uchu rzeczywistym (REM – Real Ear Measurements), XXII Kongres Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, 21 – 22 kwietnia, Gdańsk 2017 r.
3. R. Gołębiwski, A. Duraj, Pomiary na uchu rzeczywistym, w: E. Hojan (pod redakcją), Protetyka słuchu, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań, 2017
4. R. Gołębiwski, Pomiary na uchu rzeczywistym, Biuletyn Polskiego Stowarzyszenia Protetyków Słuchu, 2017, 2, 22–24
5. Christensen L, Groth J. Top ten clinician mistakes in geriatric hearing aid fitting, Seminar presented at: American Academy of Audiology, Dallas 2008
6. Aarts N, Cafée C., Manufacturer predicted and measured REAR values in adult hearing aid fitting: accuracy and clinical usefulness, International Journal of Audiology 2005, 44, p.293-301
7. Hawkins D, Cook J., Hearing aid software predictive gain values: how accurate are they? Hearing Journal 2003;56(7), p.26-34
8. Beck DL, Do real-ear measurements make a real difference to patient outcomes?
9. Strom K., The HR 2006 dispenser survey, Hearing Review. 2006;13(6):16-39.
10. Kochkin S, Beck D, Christensen L, Compton-Conley C, Fligor B, Kricos P, McSpaden J, Mueller G, Nilsson M, Northern J, Powers T, Sweetow R, Taylor B, Turner R., MarkeTrak VIII: The impact of the hearing healthcare professional on hearing aid user success, Hearing Review. 2010;17(4):12-34
11. Yanz JL, Pisa JFD, Olson L., Integrated REM: real-ear measurement from a hearing aid, Hearing Review. 2007;14(5):44-51
12. Mueller GH., Probe-mic measures: hearing aid fitting's most neglected element, Hearing Journal, 2005;58(10):21-30
13. REMfit™ – Streamlining the Fitting and Verification Process, Topics in amplification, August 2013
14. Kochkin S. MarkeTrak VIII: Reducing patient visits through verification and validation. Hearing Review, 2011;18 (6)
15. ANSI S3.46-1997. American National Standard Methods for Measurement of Real-Ear Performance Characteristics of Hearing Aids
16. Valente, M. (Ed.). (1996). Hearing aids: Standards, options, and limitations. New York: Thieme
17. H. Dillon, Hearing aids, Boomerang Press, Sydney, 2012

Phonak Naída™ P-UP – odkryj moc dźwięku



Pierwszy aparat Ultra Power z bezpośrednią uniwersalną łącznością

Chip PRISM™ zapewniający więcej możliwości połączeń i wykorzystujący aż 5 protokołów transmisji bezprzewodowej

Swoboda wynikająca z technologii MFA (ang. Made For All) zapewniająca kompatybilność, łączność z systemami Android i iOS, możliwość prowadzenia rozmów telefonicznych, nie trzymając telefonu w dłoni itd.

Aplikacja myPhonak 5.0 umożliwiająca użytkownikom jeszcze lepsze dostosowanie aparatu do własnych potrzeb

Wyraźny, naturalny dźwięk • Doskonałe rozumienie mowy dzięki zaawansowanym oraz innowacyjnym funkcjom technologii Paradise • Spersonalizowana redukcja hałasu • Możliwość jednoczesnego połączenia nawet dwu urządzeń Bluetooth i płynne przełączanie między nimi

A Sonova brand

www.phonak.com/pl

PHONAK
life is on