

Metody dopasowania protez słuchu





Cel

- Zasadniczym celem każdej metody dopasowania protez słuchu jest taki wybór urządzenia korygującego wadę słuchu oraz takie ustawienie jego charakterystyki aby w możliwie optymalny sposób poprawić komfort słyszenia osoby niedosłyszącej, a w szczególności poprawić stopień rozumienia mowy;

Protezy słuchowe - wczoraj



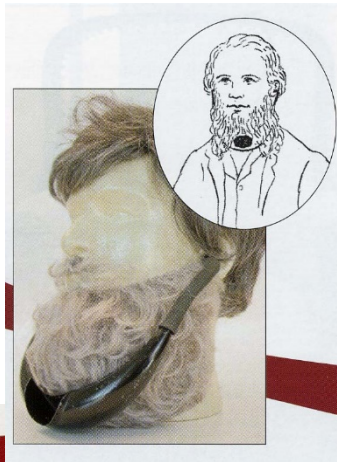
XVIII w.



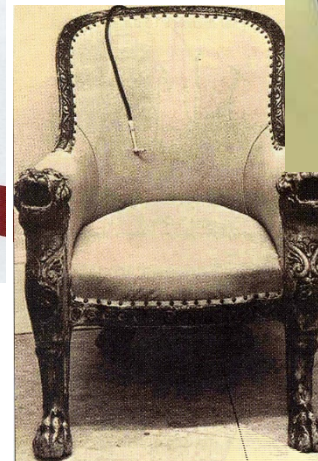
1850



XIX w.



1887



XVIII-XIXw.



1850

System wielomikrofonowy? ;-))



1930



1930



to im
and
being
heari
prim:
to de
excep
used
Weste
to ass
with
Dr. L.
the €

1930/1940



1957

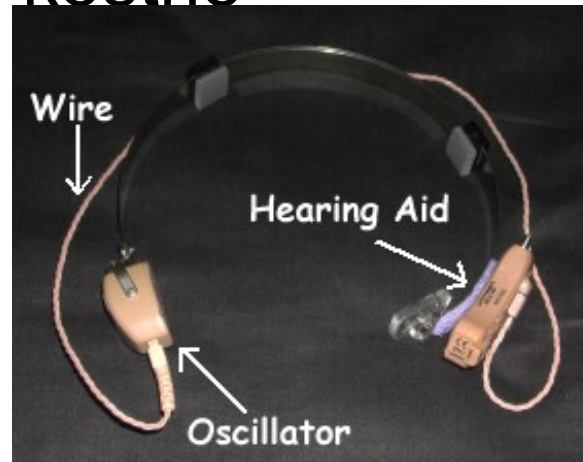
Protezy słuchowe - dziś

- Na przewodnictwo powietrzne



Protezy słuchowe - dziś

- Na przewodnictwo kostne



?

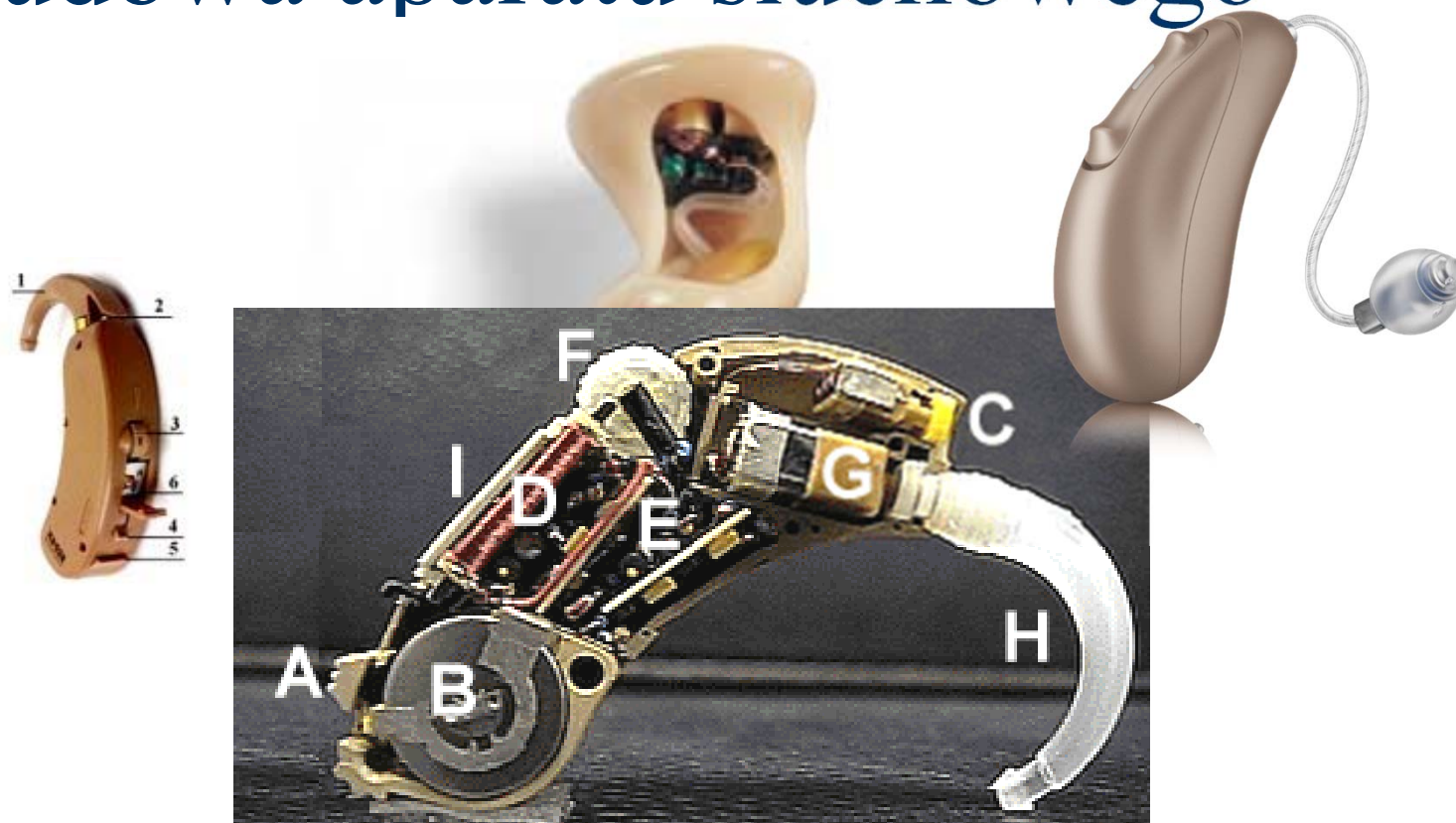


Protezy słuchowe - dziś

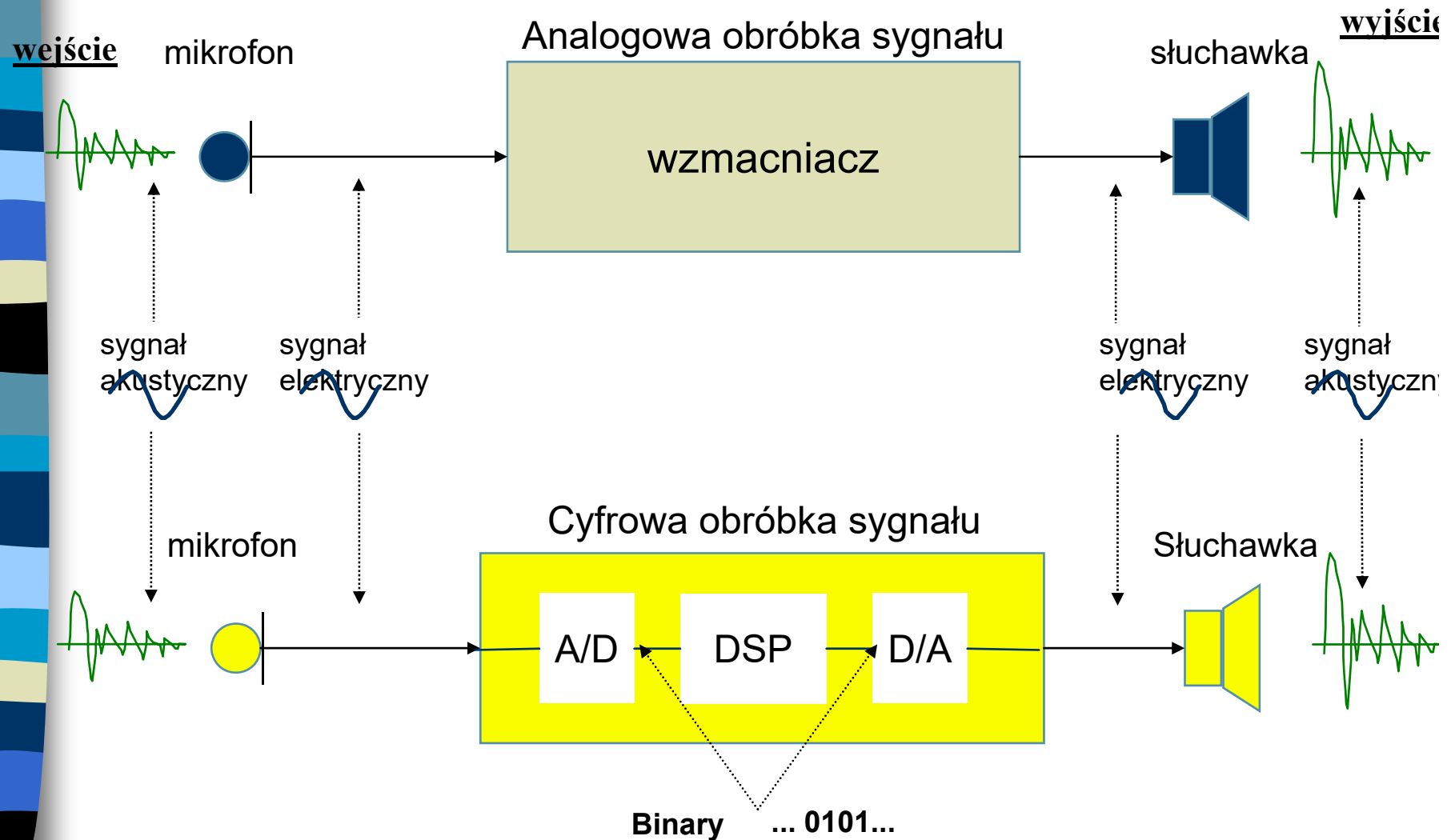
■ Implanty ślimakowe



Budowa aparatu słuchowego



Aparat cyfrowy w porównaniu z aparatem analogowym





Rozwiązania techniczne stosowane w aparatach słuchowych

- Regulatory tonu
- Układy kompresji (AGCi, AGCo)
- Kompresja w szerokim zakresie dynamiki (WDRC)
- Kompresja wielokanałowa
- Mikrofony kierunkowy
- Programowalność
- Wiele programów
- Regulatory głośności



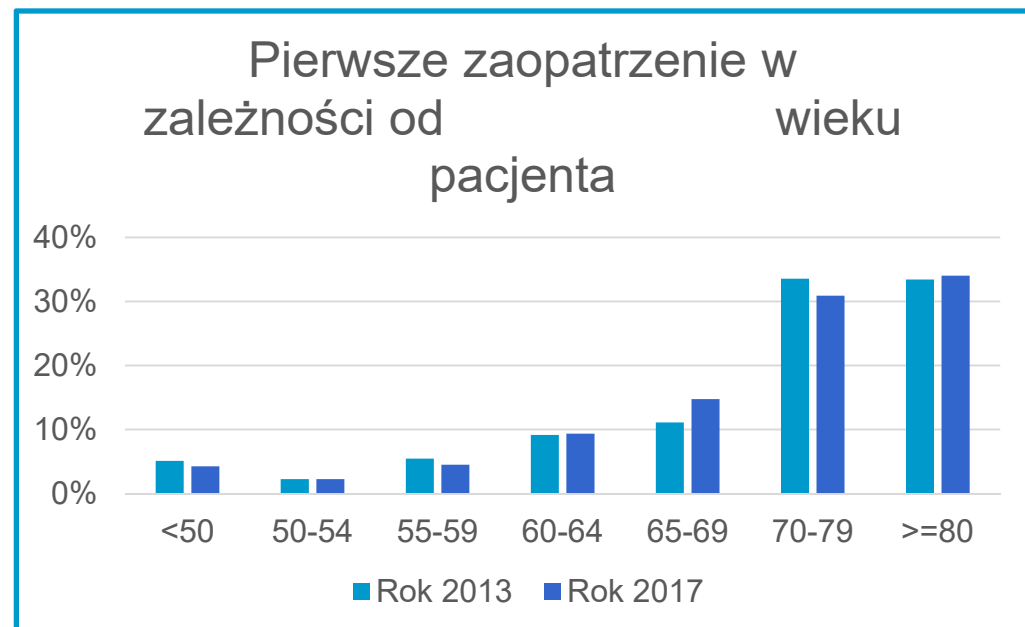
Rozwiązania techniczne stosowane w aparatach słuchowych

- Bluetooth
- Bezprzewodowa komunikacja między aparatami
- Aplikacje na smartfony
- Ulepszona technologia FM - miniaturowe odbiorniki FM
- Tłumienie sprzężenia zwrotnego
- Inteligentne adaptacyjne, wielokanałowe tłumienie hałasu – kiedy, jak bardzo dla każdej częstotliwości?
- Adaptacyjna kierunkowości
- Transpozycja (przeniesienie) i kompresja częstotliwości
- Aparaty typu post-auricular (zewnętrzna słuchawka) RIC/RITE
- Dyskretne otwarte dopasowanie
- Laserowa produkcja wkładek i obudów
- Automatyczne wykrywanie środowiska akustycznego i przełączanie programów
- Wielokanałowa adaptacyjna kierunkowość
- Wykrywanie hałasu wiatru i częściowe jego tłumienie
- Adaptacyjna optymalizacja zakres dynamiki (kompresja, tłumienie hałasu)
- Wybór szybkości kompresji zależnie od charakterystyki klienta (stan słuchu, wiek etc.)
- Automatyczny wybór cewki indukcyjnej
- Automatyczny wybór stopki audio.
- ...

Dopasowanie jako proces

Mija nawet kilkanaście lat od zauważenia problemu ze słuchem do zaopatrzenia w aparaty słuchowe

- deprywacja sensoryczna, emocjonalna, społeczna,
- reorganizacja kory słuchowej,
- trening słuchowy.



Źródło: Geers



Dopasowanie jako proces

Dylematy procesu zaopatrzenia i dopasowania

– Pacjent:

- Korzyść z aparatów
- Różnice między aparatami są niezrozumiałe/skomplikowane
- Koszt
- Obawa, że wybrane rozwiązanie będzie nieodpowiednie (zakup obietnic)

– Protetyk słuchu

- Wybór optymalnego rozwiązania
(Kompromis pomiędzy: niedosłuchem - potrzebami - możliwościami techn. - kosztami)
- Układy techniczne poszczególnych aparatów są trudne do porównania – brak danych
- Ocena jakości doboru i efektywności protezowania



Gdzie szukać pomocy?

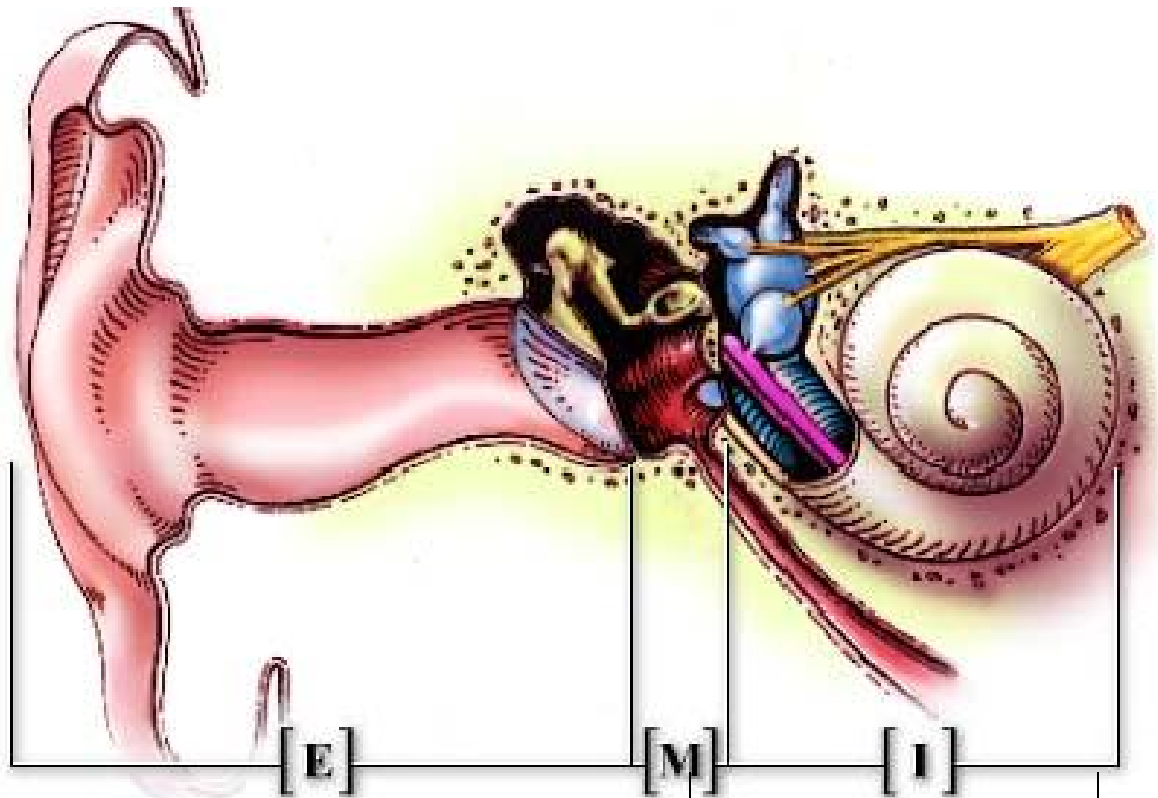
- Dokładną diagnostykę słuchu przeprowadza się w specjalistycznych poradniach laryngologicznych bądź audiologicznych;
- Wybór i ustawianie aparatu słuchowego dokonuje protetyk słuchu;



Rodzaje ubytku słuchu

- Zaburzenia słuchu obwodowego
 - Przewodzeniowy – problem niedosłuchu tkwi w drodze przewodzeniowej czyli w uchu zewnętrznym i/lub środkowym – zazwyczaj ma charakter liniowy;
 - Odbiorczy – związany jest z dysfunkcją ucha wewnętrznego i/lub nerwu słuchowego.
 - Mieszany – przewodzeniowy + odbiorczy;
- Zaburzenia centralne – nieprawidłowe przetwarzanie informacji słuchowej w wyższych piętrach drogi słuchowej.

Zaburzenia słuchu obwodowego



E - external - ucho zewnętrzne
M - middle - ucho środkowe
I - inner - ucho wewnętrzne

Źródło: www.cochlea.org
Grafika: S. Blatrix

Niedosłuch przewodzeniowy
– istnieje rezerwa ślimakowa

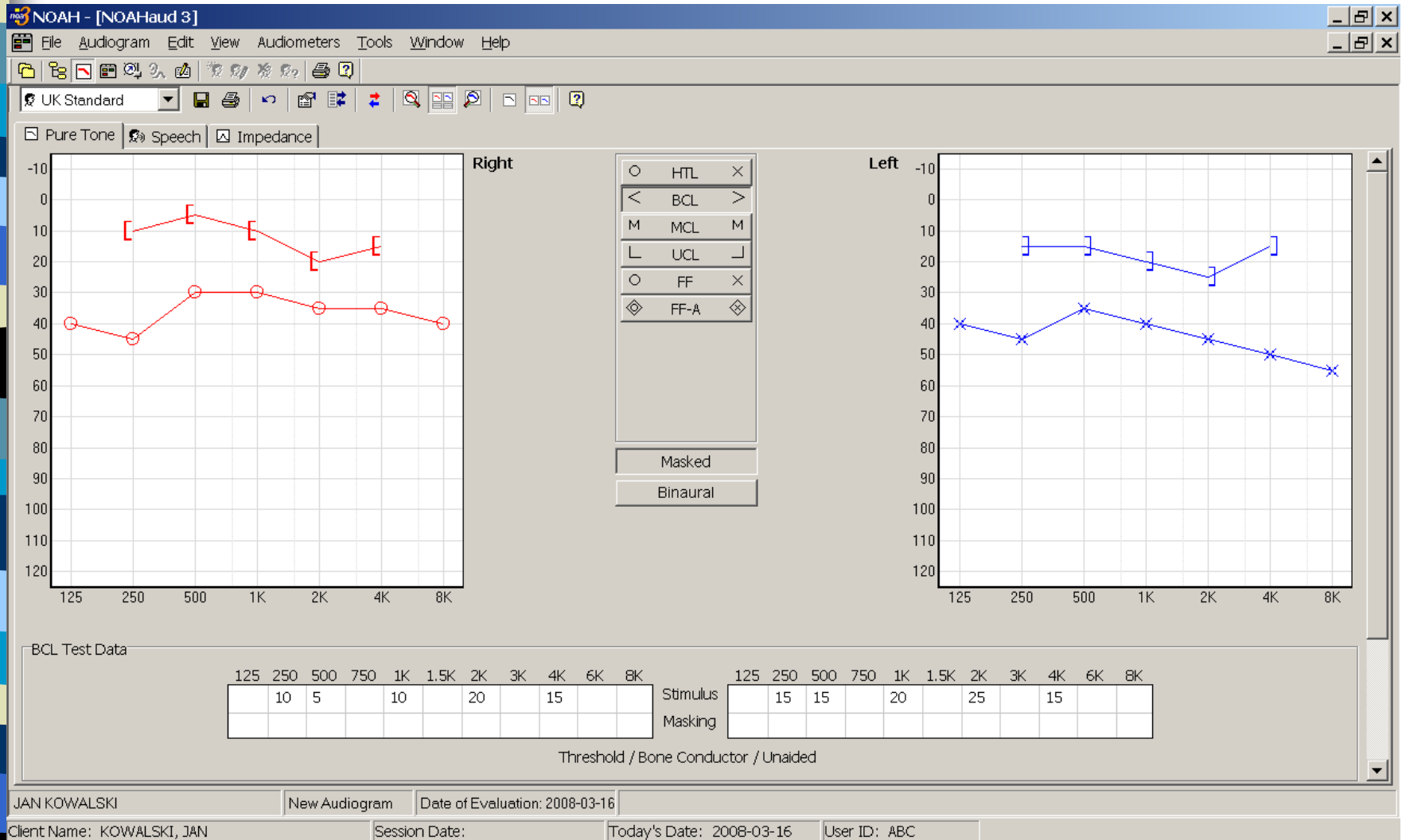
Niedosłuch odbiorczy
– brak rezerwy ślimakowej



Ubytek przewodzeniowy

- Prawdopodobne przyczyny:
 - Uraz ucha zewnętrznego,
 - Zablokowanie przewodu słuchowego,
 - Infekcje ucha zewnętrznego i środkowego,
 - Dysfunkcje kosteczek słuchowych w uchu środkowym,
- Nieprawidłowe wyniki audiometrii tonalnej przewodnictwa powietrznego przy prawidłowych wynikach audiometrii przewodnictwa kostnego.

Ubytek przewodzeniowy



Przykładowy przebieg krzywych audiometrycznych w niedosłuchu przewodzeniowym.



Ubytek typu odbiorczego

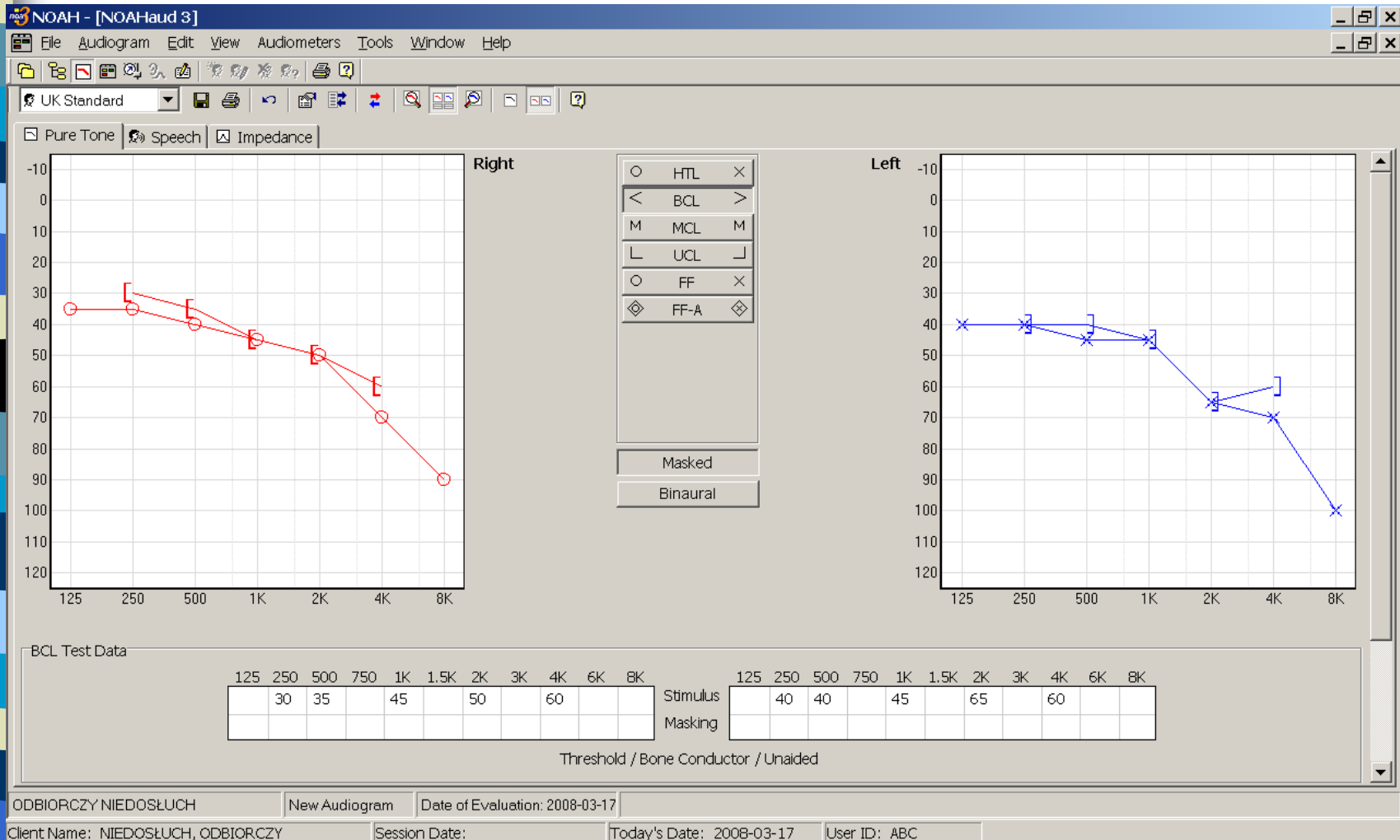
- Ucho wewnętrzne pełni rolę „analizatora widmowego”. Zaburzenia odbioru i przetwarzania poszczególnych częstotliwości dźwięku jest efektem ubytku odbiorczego.
- Częste przyczyny:
 - Długotrwałe narażenie na głośne dźwięki,
 - Wady wrodzone,
 - Działanie niektórych leków ototoksycznych,
 - Powikłania niektórych chorób zakaźnych np. różyczka,
 - Urazy głowy



Ubytek typu odbiorczego

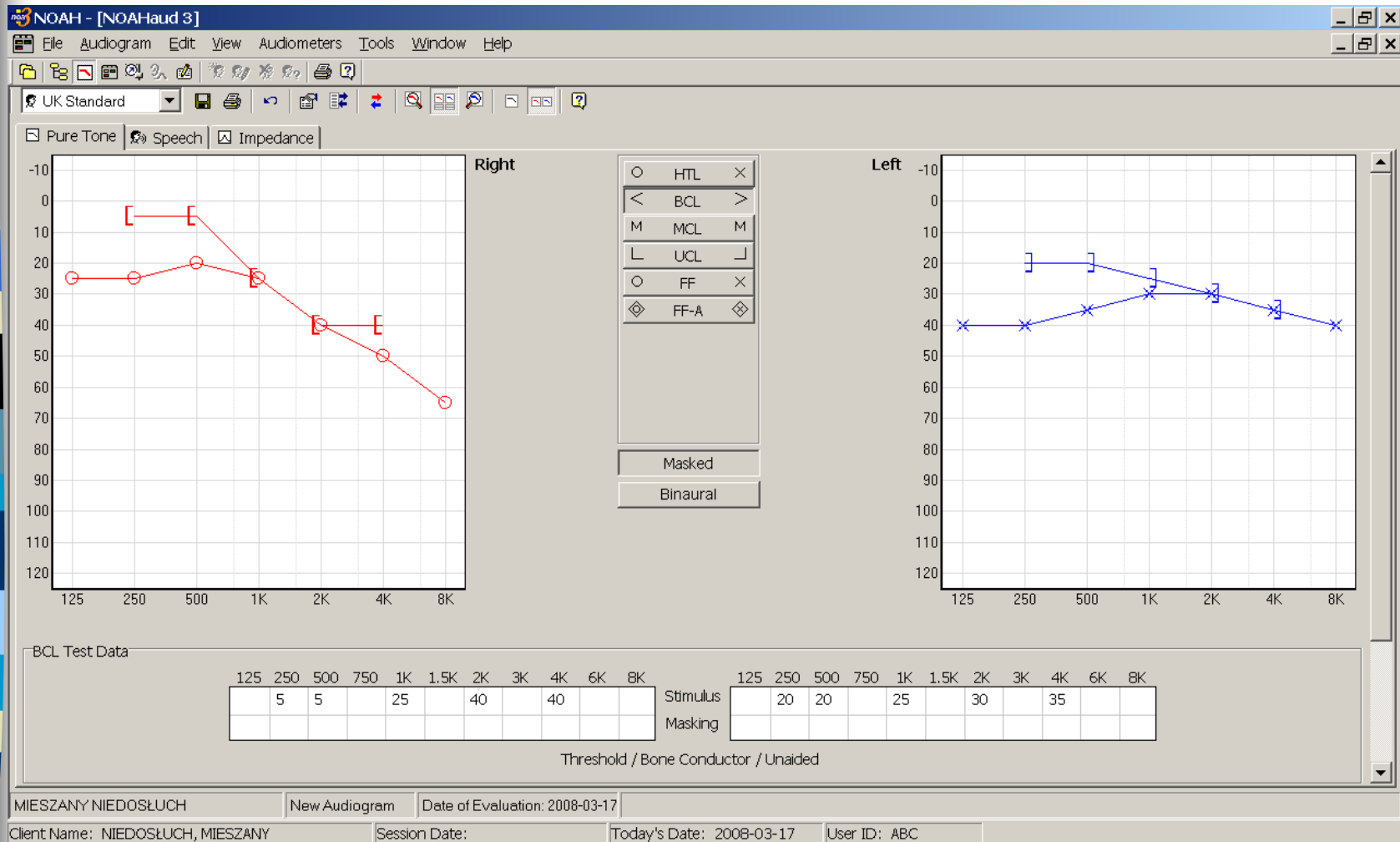
- Próg słyszenia uzyskany drogą powietrzną i kostną są zbliżone (różnica do 10 dB HL),
- Często występuje nadwrażliwość na głośne dźwięki,
- Szczególne trudności w rozumieniu mowy (pomimo, że mowa jest słyszana, to na skutek jakościowej degradacji mowy mogą występować problemy z percepcją mowy).

Ubytek typu odbiorczego



Przykładowy przebieg krzywych audiometrycznych w niedosłuchu odbiorczym.

Ubytek typu mieszanego



Przykładowy przebieg krzywych audiometrycznych w niedosłuchu mieszanym



Ubytek słuchu a rozwój mowy

- Zaburzenie słuchu w istotny sposób ogranicza rozwój mowy, a pośrednio rozwój procesów myślowych.
- Ważny jest również okres powstania ubytku słuchu:
 - Prelingwalny - powstały zanim dziecko opanuje język (do ok. 3 roku życia),
 - Interlingwalny – powstały w czasie przyswajania gramatyki (do ok. 7 roku życia),
 - Postlingwalny – gdy mowa jest już wykształcona



Ubytek słuchu a rozwój człowieka

- **The problems of deafness are deeper and more complex, if not more important, than those of blindness. Deafness is a much worse misfortune. For it means the loss of the most vital stimulus—the sound of the voice that brings language, sets thoughts astir and keeps us in the intellectual company of man.^{1,2}**

<https://www.hearingreview.com/practice-building/practice-management/what-helen-keller-knew-what-popular-thought-overlooks>



Ubytek słuchu a rozwój człowieka

- What Keller knew, and what popular thought has often overlooked, is that the human sense of hearing represents the primary cognitive window into life itself. “Blindness cuts us off from things; deafness cuts us off from people ... to be cut off from hearing [people] is to be isolated indeed.

<https://www.hearingreview.com/practice-building/practice-management/what-helen-keller-knew-what-popular-thought-overlooks>

Stopień ubytku słuchu – skala WHO

Stopień	Średni ubytek*	Symptomy	Rekomendacja
0 - Prawidłowy	25dB lub mniej słyszenie szeptu	Brak/lekke problemy	Brak
1 - Lekki, mały, łagodny	26-40 dB	Słyszy/powtarza słowa przy normalnym poziomie głosu z odl. 1 m	Konsultacja. Aparaty słuchowe mogą być potrzebne
2 - Umiarkowany	Dzieci 31-60 dB Dorośli 41-60 dB	Słyszy/powtarza słowa przy podniesionym głosie z odl. 1 m	Aparaty słuchowe.
3 - Znaczny	61-80 dB	Słyszy słowa krzyczane do ucha	Aparaty słuchowe niezbędne. Czytanie z ust
4 - Głęboki	81 dB i więcej	Nie słyszy/rozumie krzyku	Aparaty słuchowe mogą pomoc rozumieć słowa, jedna niezbędna jest dodatkowa rehabilitacja. Czytanie z ust i język migowy.



Zasadnicze etapy dopasowania protez słuchu

- Wywiad z pacjentem (anamneza);
 - informacje na temat środowiska akustycznego, w którym żyje pacjent;
 - ocena stopnia inteligencji i zdolności manualnych pacjenta;
 - ocena oczekiwań pacjenta od wybieranej protezy słuchu;



Zasadnicze etapy dopasowania protez słucho

- Pomiar audiometryczne i testy audiologiczne uszkodzonego narządu słucho;
- Wybór (dobór) urządzenia oraz inicjalizacja jego ustawień na podstawie wyników pomiarów audiometrycznych uszkodzonego słucho;
- Weryfikacja i optymalizacja parametrów protezy słucho;
- Walidacja skuteczności dopasowania protezy słucho;



Co podlega dopasowywaniu?

- Parametry charakterystyki wzmocnienia w funkcji częstotliwości (punkt włączenia układów *automatycznej regulacji wzmocnienia (AGC)*, współczynnik kompresji, punkt włączenia układu zabezpieczającego PC);
- Wkładka uszna/obudowa aparatu wewnętrznego (na podstawie formy ucha);



Rodzaje metod dopasowania protez słuchu

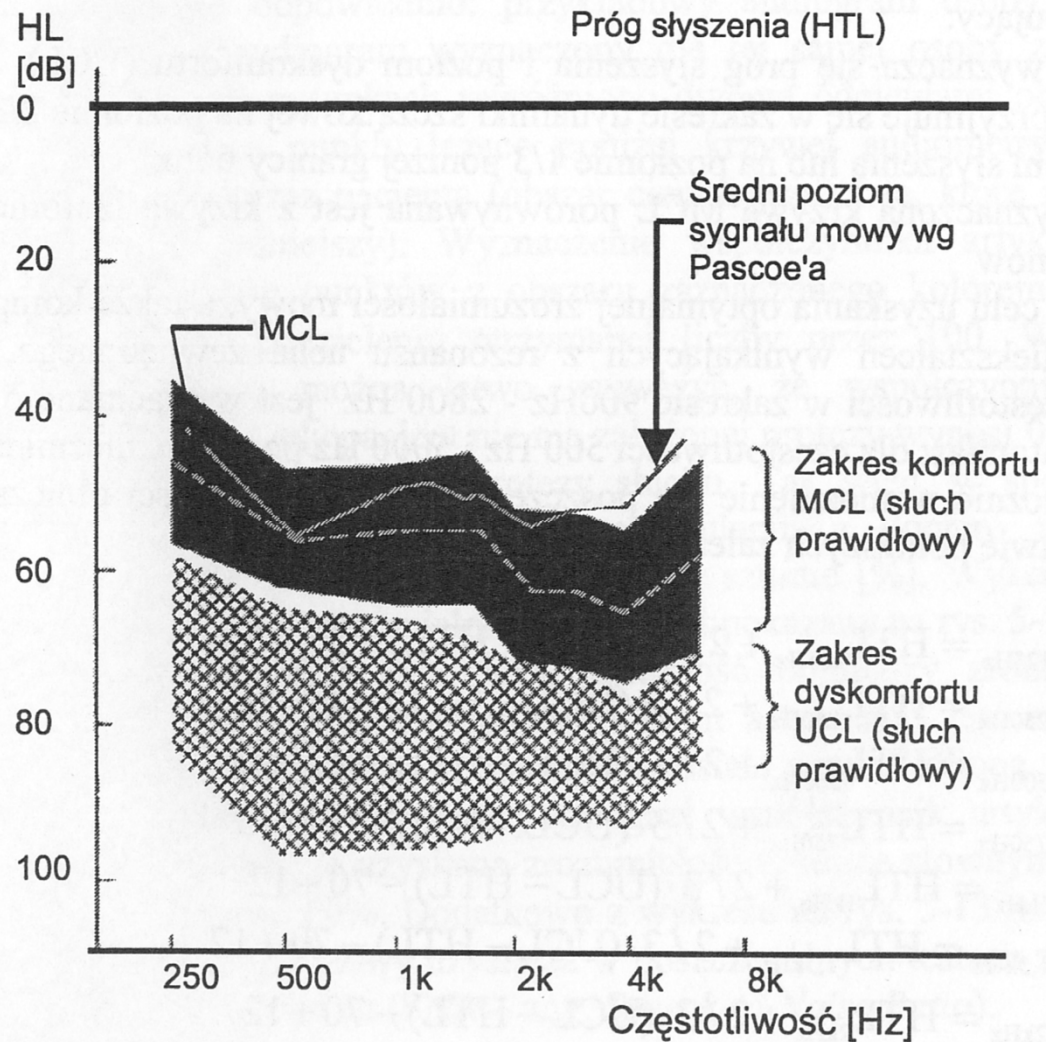
- Metody klasyczne, oparte na wynikach audiometrii tonalnej;
- Metody oparte na wynikach skalowania głośności;
- Współczesne metody wykorzystujące zarówno wyniki pomiarów audiometrycznych, jak i zaawansowane techniki optymalizacji ustawień aparatu słuchowego;



Wyniki audiometrii tonalnej

- Krzywa progowa słuchu w funkcji częstotliwości (ang. HTL – *hearing threshold level*);
- Poziom komfortowego słyszenia (ang. MCL – *most comfortable loudness level*) – poziom w funkcji częstotliwości, który określa komfortowy poziom dźwięku;
- Poziom niewygody słyszenia (ang. UCL - *uncomfortable loudness level*) – poziom w funkcji częstotliwości, który określa poziom dźwięku wywołującego wrażenie dyskomfortu lub wręcz bólu;

Wyniki audiometrii tonalnej





Metody klasyczne

- Metody klasyczne bazują na wynikach audiometrii tonalnej;
- Na ogół mają postać reguły matematycznej, której wynikiem jest wartość wzmocnienia skutecznego (IG);
- Parametrami wejściowymi tych metod są zazwyczaj:
 - próg słyszenia (HTL);
 - Wyznaczona bądź szacowana wartość poziomu MCL i UCL;
 - Informacja o rodzaju ubytku;



Metody klasyczne

- Podstawą większości klasycznych metod dopasowania protez słuchu jest reguła tzw. połówkowej kompensacji ubytku słuchu (ang. *half-gain rule*), zdefiniowanej w latach czterdziestych ubiegłego wieku przez Lybargera;



Metody klasyczne

- Wśród metod klasycznych najbardziej rozpowszechnione to:
- *POGO*;
- *Bergera*;
- *Byrne'a i Tonnisona*;
- **NAL**;
- *Libby*;
- *Keller*



Metoda POGO

- Jest modyfikacją metody połówkowej, która polega na zmniejszeniu wzmocnienia w zakresie niskich częstotliwości;
- Pomiar progu słyszenia (dla częstotliwości 250, 500, 1k, 2k, 3k, 4k, 6k[Hz]);
- Obliczenie wartości połówkowych progu słyszenia dla poszczególnych częstotliwości ($THL' = 0,5THL$);
- Wprowadzenie korekt dla niskich częstotliwości ($THL'_{250} - 10$ dB. $THL'_{500} - 5$ dB);

Metoda POGO

- W przypadku ubytków słuchu większych niż 65 dB stosuje się poniższą regułę:
- $IG(f) = 0,5THL(f) - C + 0,5[THL(f) - 65]$
- Zapas wzmocnienia wynosi 10 dB;
- Maksymalny poziom wzmocnienia jest stały dla wszystkich częstotliwości i wynosi:
- $MPO = [UCL(500Hz) + UCL(1kHz) + UCL(2kHz)]/3$



Metoda Keller

- W metodzie tej wykorzystywana jest zależność między krzywymi: progową, MCL i UCL;
- Krzywa MCL jest interpolowana jako odległość $2/3$ od progu słyszenia lub $1/3$ od poziomu UCL;
- Przy czym nie ma ścisłej zależności między progiem słyszenia a poziomem MCL. Dla tych samych wartości progu słyszenia różnice poziomu MCL mogą wynosić nawet 25 dB.



Metoda Keller

- Metoda przebiega w następujących krokach:
 - wyznaczenie progu słyszenia i progu niewygody UCL;
 - interpolacja poziomu MCL;
 - wyznaczona krzywa MCL porównywana jest z krzywą izofoniczną 75 fonów;
 - w celu uzyskania optymalnej zrozumiałości mowy, a także kompensacji zniekształceń powodowanych rezonansem ucha zewnętrznego, pasma częstotliwości z zakresu 900 – 2800 Hz wzmacniane są o 12 dB;



Metoda Keller

- Wzmocnienie skuteczne (ang. *Insertion Gain*) dla poszczególnych pasm częstotliwości wyznacza się w oparciu o zależność:

$$IG_f = HTL_f + \frac{2}{3} \cdot (UCL_f - HTL_f) + P_f + X_f$$

- **gdzie:** P_f – wartość krzywej izofonicznej 75 fonów wyrażonej w dB HL;

X_f – korekta etymologiczna (uwzględniająca skład widmowy sygnału mowy – rozkład współczynnika artykulacji w funkcji częstotliwości);

Metoda Keller

Częstotliwość [kHz]	P_f	X_f
0,125	-57	-30
0,25	-60	-15
0,5	-65	0
0,75	-68	5
1	-70	12
1,5	-70	12
2	-70	12
3	-70	12
4	-70	3
6	-70	-5



Zalety i wady metod klasycznych

- Proste do obliczenia formuły matematyczne;
- Bazują tylko na pomiarach audiometrycznych, wykorzystujących przede wszystkim dźwięki sztuczne (tony, szумы);
- Nie wykorzystują wszystkich możliwości ustawień współczesnych cyfrowych aparatów słuchowych;
- Uwzględnianie tylko wartości progowych często prowadzi do ustawiania wzmocnień zbyt dużych dla „głośnych” dźwięków;
- Są mało skuteczne, zwłaszcza w przypadku ubytków typu odbiorczego bądź mieszanego;



Metody skalowania

- Metody skalowania to metody pomiarowe, które pozwalają na ilościową ocenę wielkości wrażenia wywołanego danym bodźcem;
- Metody skalowania bazują na prawie Stevensa, zgodnie z którym wielkość cechy wrażenia rośnie proporcjonalnie do natężenia bodźca podniesionego do pewnej potęgi, której wartość zależy od rodzaju wrażenia i charakteru bodźca



Metody skalowanie

- **skala nominalna** – zadaniem badanego jest przyporządkowanie odbieranych bodźców do określonych grup bez określania zależności ilościowej. Jest to najmniej dokładna skala, o minimalnej zawartości informacyjnej;
- **skala porządkowa** – zadaniem badanego jest uporządkowanie odbieranych bodźców ze względu na określony parametr;
- **skala interwałowa** – pozwala określić zarówno porządek jak i odległość pomiędzy kolejnymi odbieranymi bodźcami słuchowymi, ale nie podaje punktu odniesienia (punktu zerowego);



Metody skalowanie

- **skala stosunkowa** – podobnie jak skala interwałowa, ale pozwala określić zerowy punkt odniesienia. Określenie tego punktu pozwala wyrażać zależności pomiędzy wartościami przypisanymi ocenianym bodźcom za pomocą ilorazów tych wartości lub alternatywnie, za pomocą skali decybelowej. Skala ta pozwala uzyskać najwięcej informacji o ocenianych obiektach i zależnościach między nimi.



Metody oparte na skalowaniu głośności

- Efektywność metod dopasowania protez słuchu opartych o wyniki skalowania głośności wynika głównie z analizy szerokiego zakresu wartości poziomu głośności sygnałów testowych.
- Metody te stosunkowo łatwo pozwalają wyznaczyć zarówno próg słyszenia jak i poziom wygody (MCL) oraz niewygody (UCL), co z kolei pozwala określić zakres dynamiki uszkodzonego słuchu.
- Wyniki pomiarów słuchu w oparciu o metody skalowania głośności na ogół pozwalają w bezpośredni sposób wyznaczyć charakter oraz wartość wzmocnienia skutecznego aparatu słuchowego.

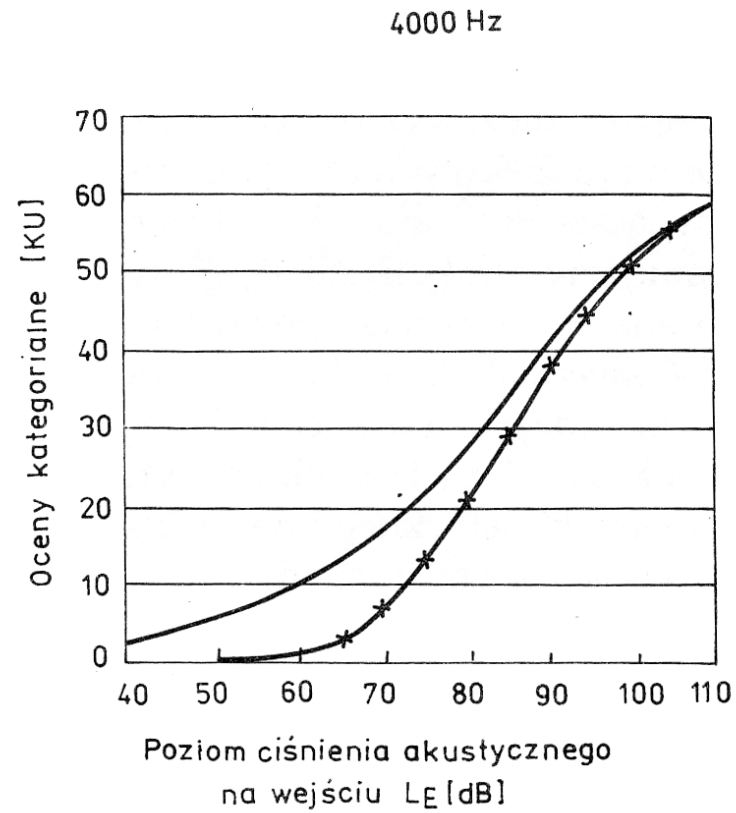


Metoda WHS

- Metoda WHS (metoda Wuerzburska);
- Pacjent ocenia wrażenie głośności szumowych sygnałów testowych z pasm częstotliwości o szerokości tercji w zakresie od 500 Hz do 6300 Hz i amplitudzie w zakresie od 20 dB do 90 dB SPL;
- Zadaniem pacjenta jest określenie wrażenia głośności za pomocą liczb z przedziału od 0 do 55, przy czym skala ta jest podzielona na 7 zakresów, odpowiadających ocenom kategoryalnym

Metoda WHS

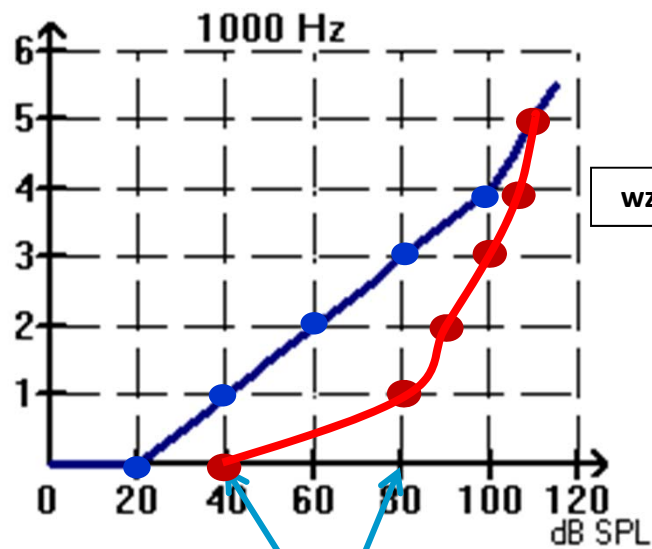
	53
boleśnie głośno	52
	51
	50
	49
	48
	47
bardzo głośno	46
	45
	44
	43
	42
	41
	40
	39
	38
	37
głośno	36
	35
	34
	33
	32
	31
	30
	29
	28
	27
średnio głośno	26
	25
	24
	23
	22
	21
	20
	19
	18
	17
cicho	16
	15
	14
	13
	12
	11
	10
	9
	8
	7
bardzo cicho	6
	5
	4
	3
	2
	1
nie słycać	0



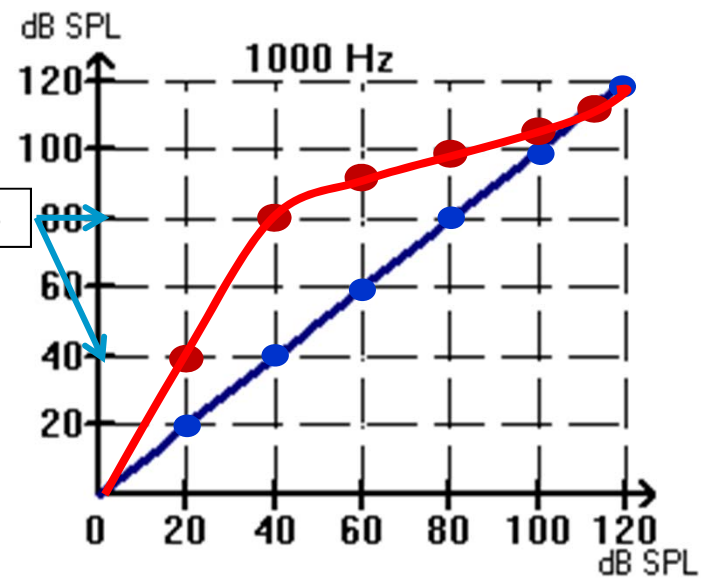
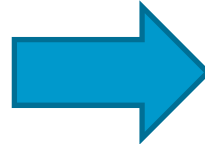
Metoda WHS

- Algorytm wyznaczenia wartości wzmocnienia przebiega w następujący sposób:
- niech wybrany sygnał testowy o poziomie A (wyrażony w dB) wywoła u pacjenta wrażenie słuchowe ocenione kategorią K_n ;
- natomiast osoba o słuchu prawidłowym ocenia to samo wrażenie słuchowe za pomocą kategorii K_n sygnał testowy o poziomie B ;
- aby sygnał o poziomie B wywołał u osoby z ubytkiem słuchu takie samo wrażenie słuchowe jak u osoby o słuchu prawidłowym, należy go wzmocnić o wartość różnicy poziomu A i poziomu B ;

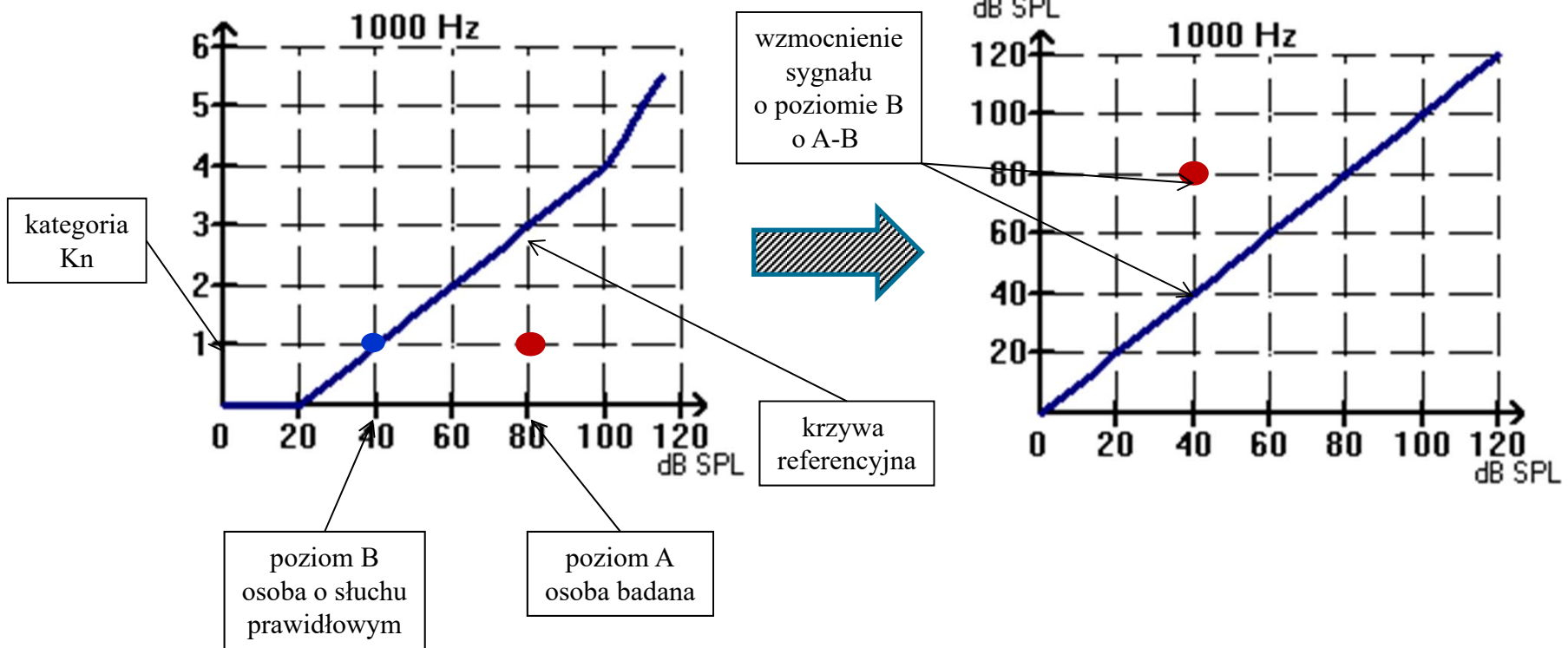
Wyznaczanie charakterystyki



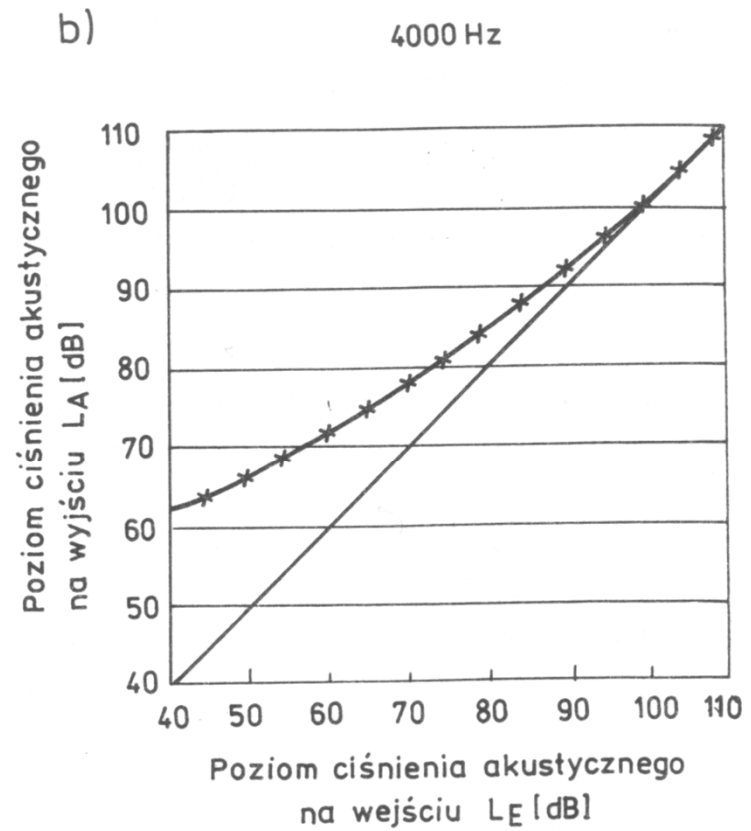
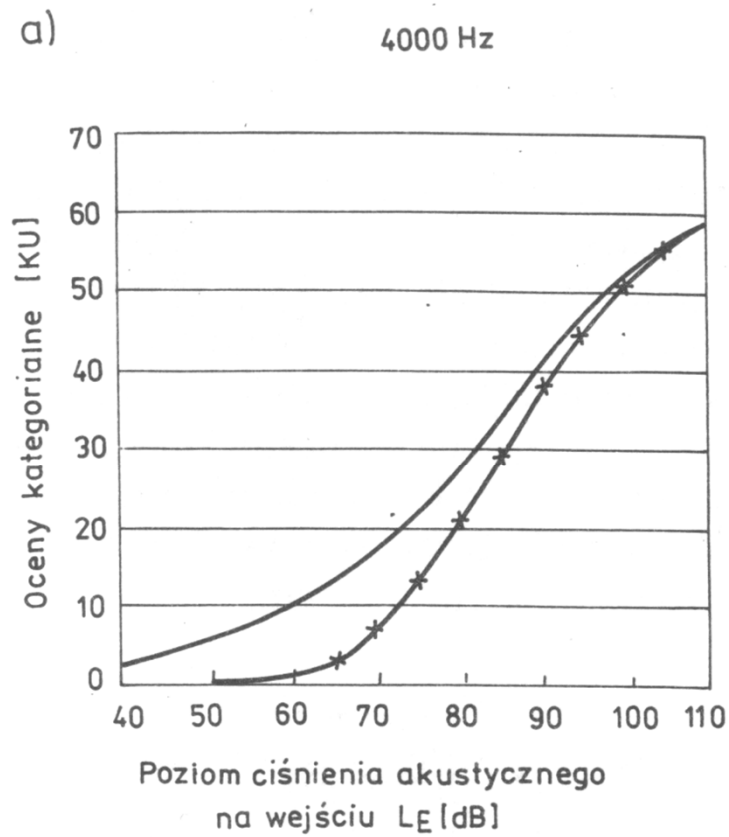
wzmocnienie= 40 dB



różnica = 40 dB



Metoda WHS



— normalnie słyszący
* z uszkodzonym słuchem

Metoda WHS

- Punkt włączenia układu PC w metodzie WHS wyznacza poziom sygnału, który wywołuje wrażenie słuchowe określane kategorią $K_n = 50$ („boleśnie głośno”). Układ ten powinien chronić słuch danej osoby niedosłyszącej przed sygnałami o poziomie większym niż poziom włączenia układu PC.
- Stosunek zakresu poziomu MCL dla słuchu uszkodzonego i słuchu prawidłowego wyznacza zalecany stopień kompresji;

$$C_R = \frac{L_2 - L_1}{L'_2 - L'_1}$$

gdzie **licznik** – zakres poziomu MCL dla słuchu prawidłowego ($85 - 65 = 20$ dB);

mianownik – zakres poziomu MCL dla danego ubytku słuchu;

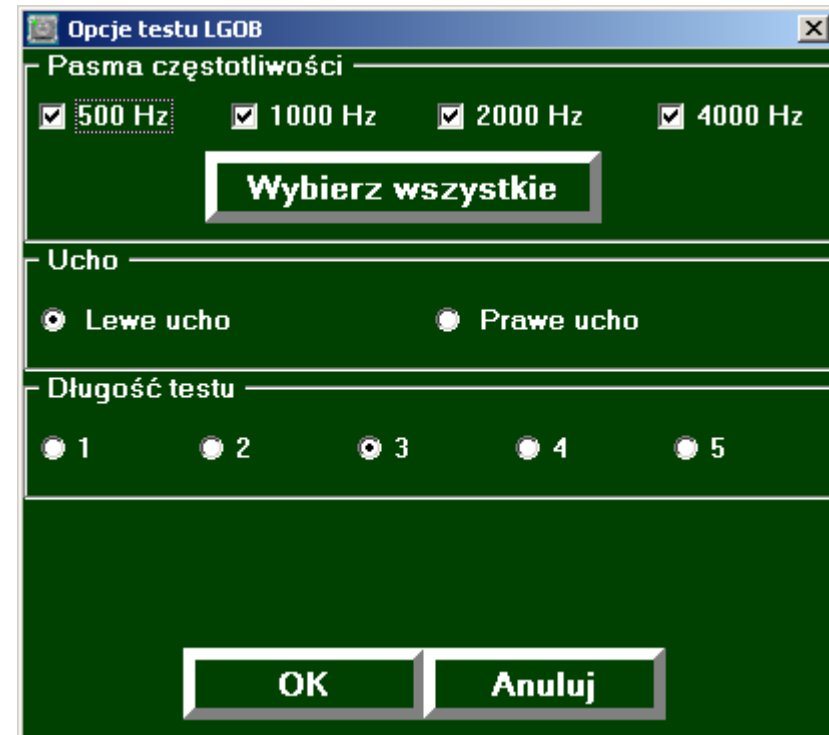
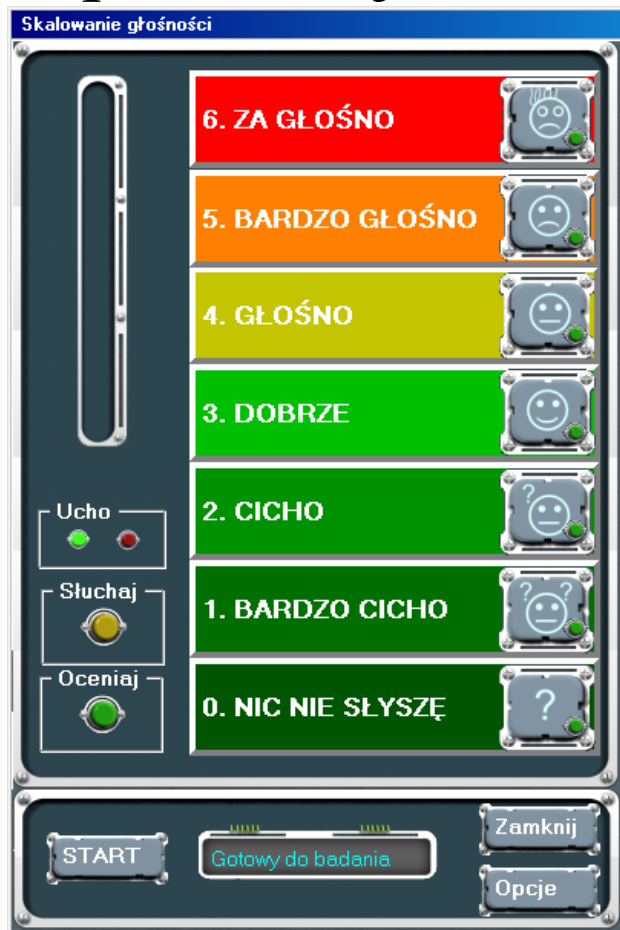


Metoda LGOB

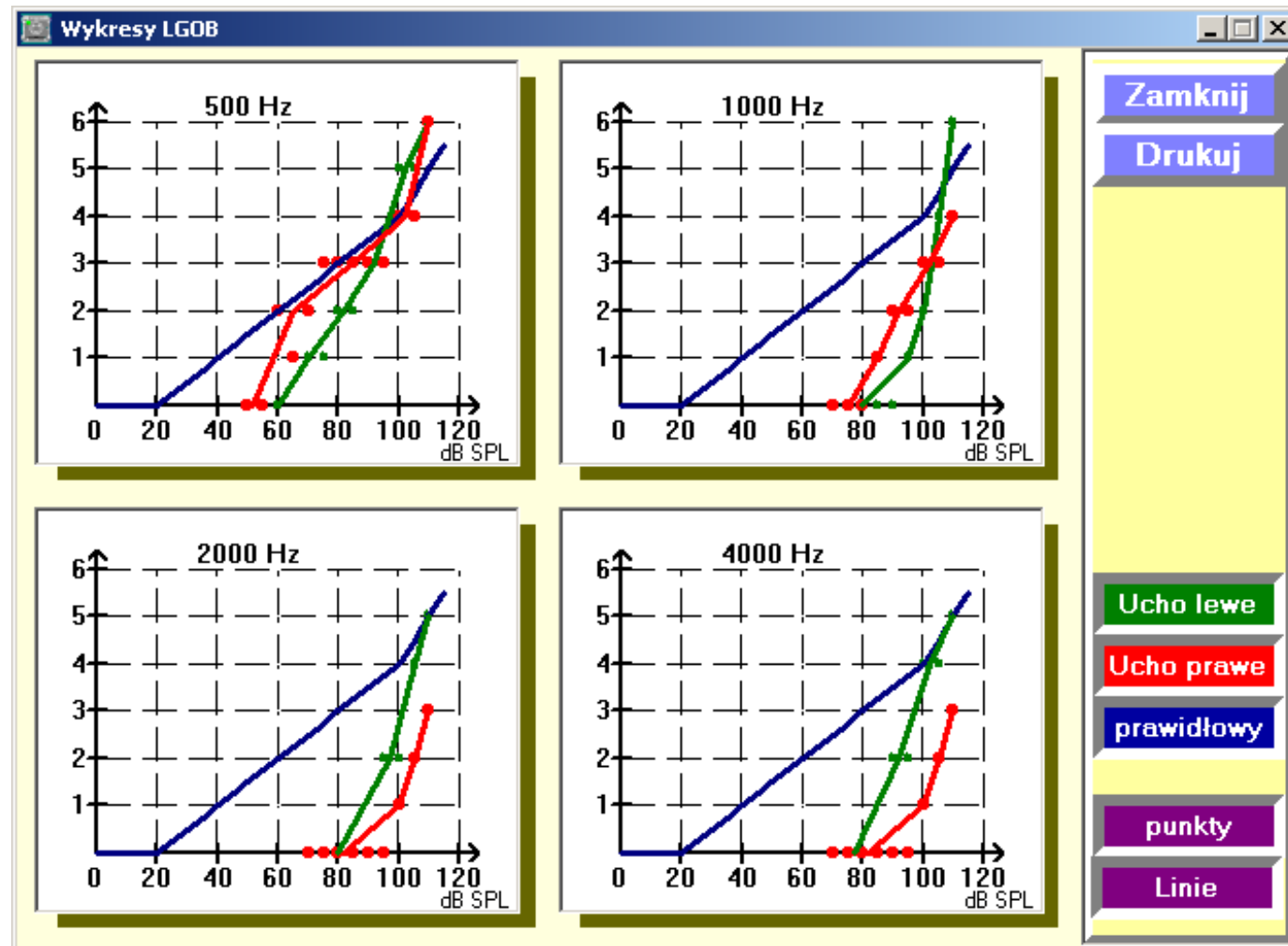
- Metoda LGOB (*ang. Loudness Growth in 1/2 Octave Bands*) opiera się na podobnej zasadzie skalowania głośności jak w metodzie WHS;
- Sygnały testowe mają postać szumu wąskopasmowego, przefiltrowanego w pasmach o szerokości pół oktawy i częstotliwościach środkowych: 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz i 4000 Hz;
- Amplituda sygnału testowego zmienia się w zakresie od 20 do 120 dB z krokiem 5 dB.

Metoda LGOB

- Pacjent ocenia wrażenie głośności za pomocą 7 – punktowej skali kategoryjnej;



Metoda LGOB





Metoda LGOB

- Technika wyznaczania punktu włączania układów automatycznej regulacji wzmacnienia (AGC), punktu włączania układu ogranicznika (PC) oraz wartości zalecanego stopnia kompresji jest analogiczna jak w metodzie WHS;

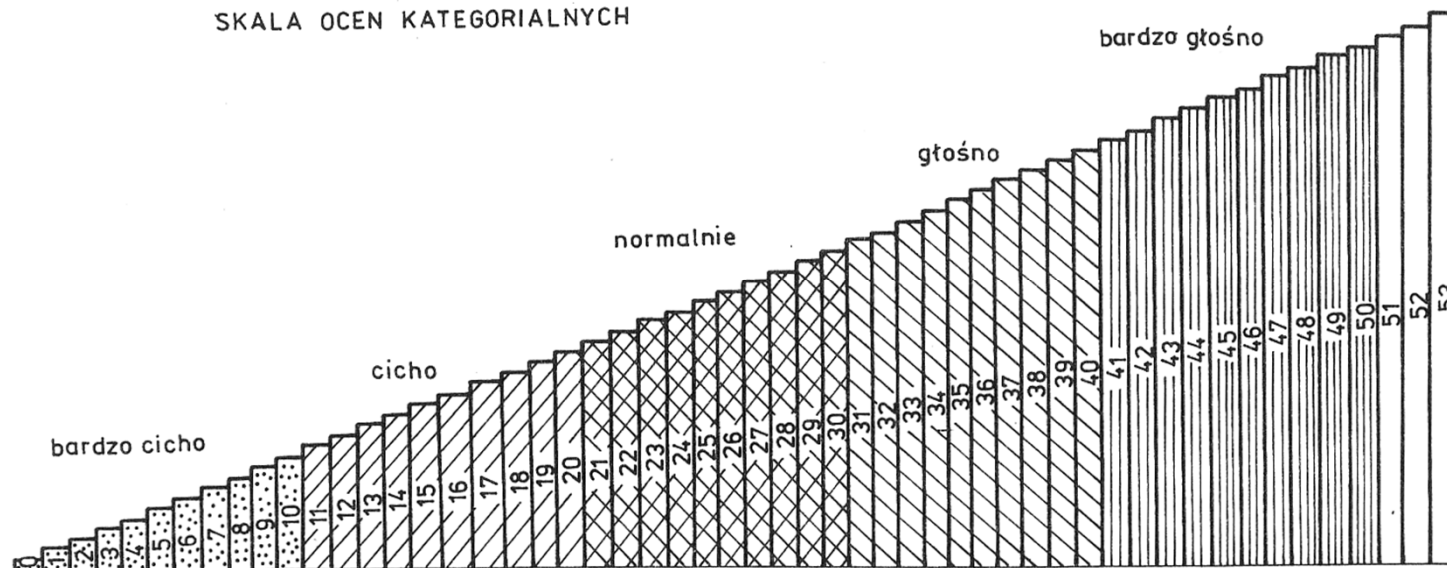


Metoda HGJ

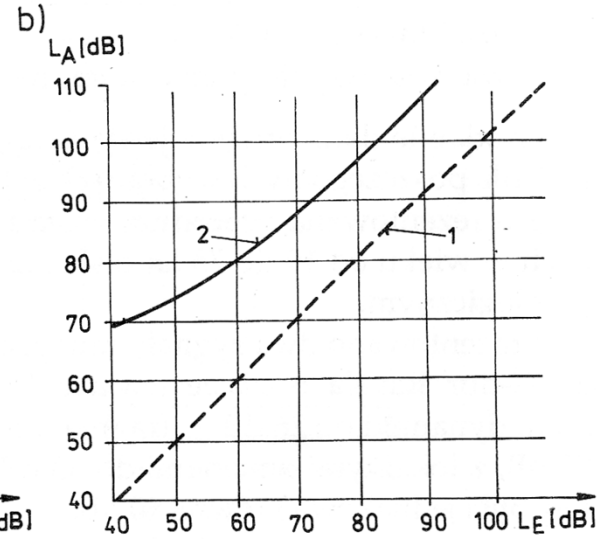
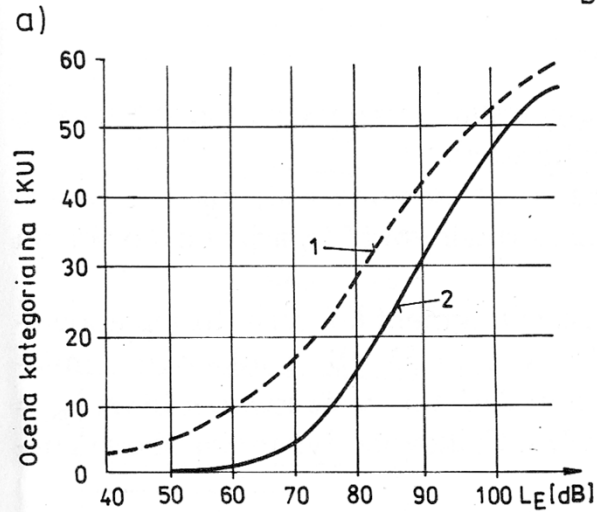
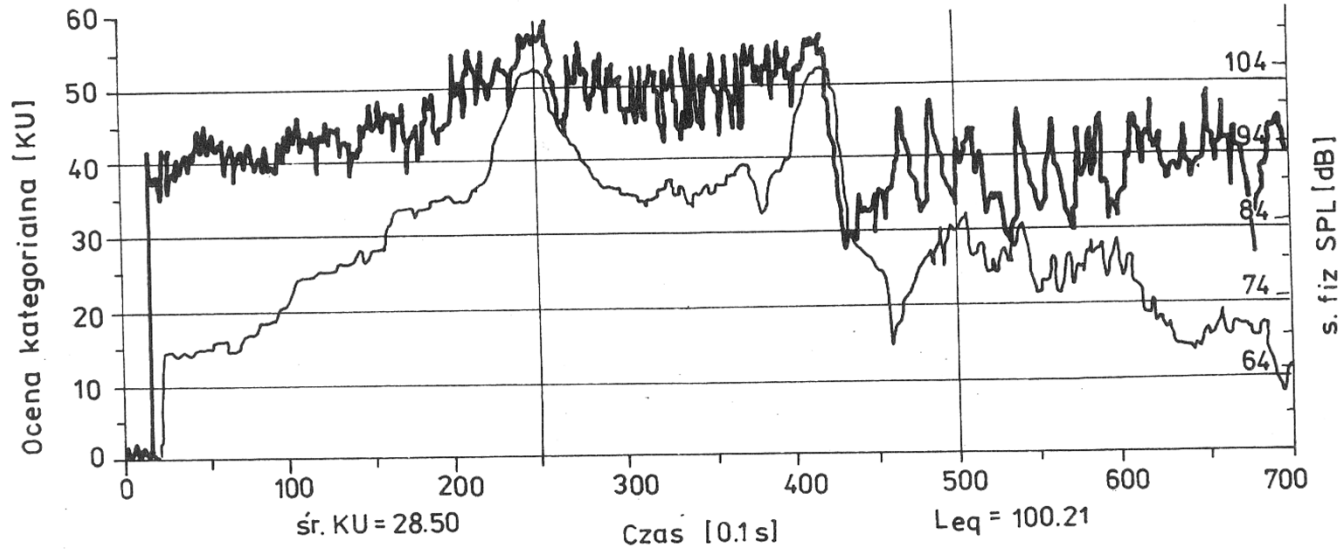
- Metoda HGJ (*Hojan Geers Jezierska*) bazuje na wynikach śledzenia zmian głośności dźwięków naturalnych na skali ocen kategorialnych. Zwykle jako sygnał testowy wykorzystywane są fragmenty muzyki symfonicznej. Ten gatunek muzyki charakteryzuje się dużym zakresem dynamiki;
- Sygnał testowy jest zapisany w postaci cyfrowej o częstotliwości próbkowania 44,1 kHz. Odsłuch sygnału odbywa się za pomocą słuchawek. Zadaniem pacjenta jest słuchanie sygnału testowego i śledzenie jego poziomu głośności za pomocą myszki, wskazując odpowiednie punkty na skali kategorii oceny wrażenia głośności

Metoda HGJ

SKALA OCEN KATEGORIALNYCH



Metoda HGJ



Metoda HGJ

- Generalnie w metodzie HGJ wyznaczane parametry aparatu słuchowego dotyczą całego pasma częstotliwości;
- Poprzez analizę widma chwilowego sygnału testowego istnieje możliwość wyznaczania parametrów aparatu słuchowego również w zależności od pasma częstotliwości (0-500 Hz, 500-4000Hz, 4000-8000Hz);
- Technika obliczania parametrów aparatu słuchowego jest analogiczna jak w metodzie WHS i LGOB;



Zalety i wady metod opartych na wynikach skalowania głośności

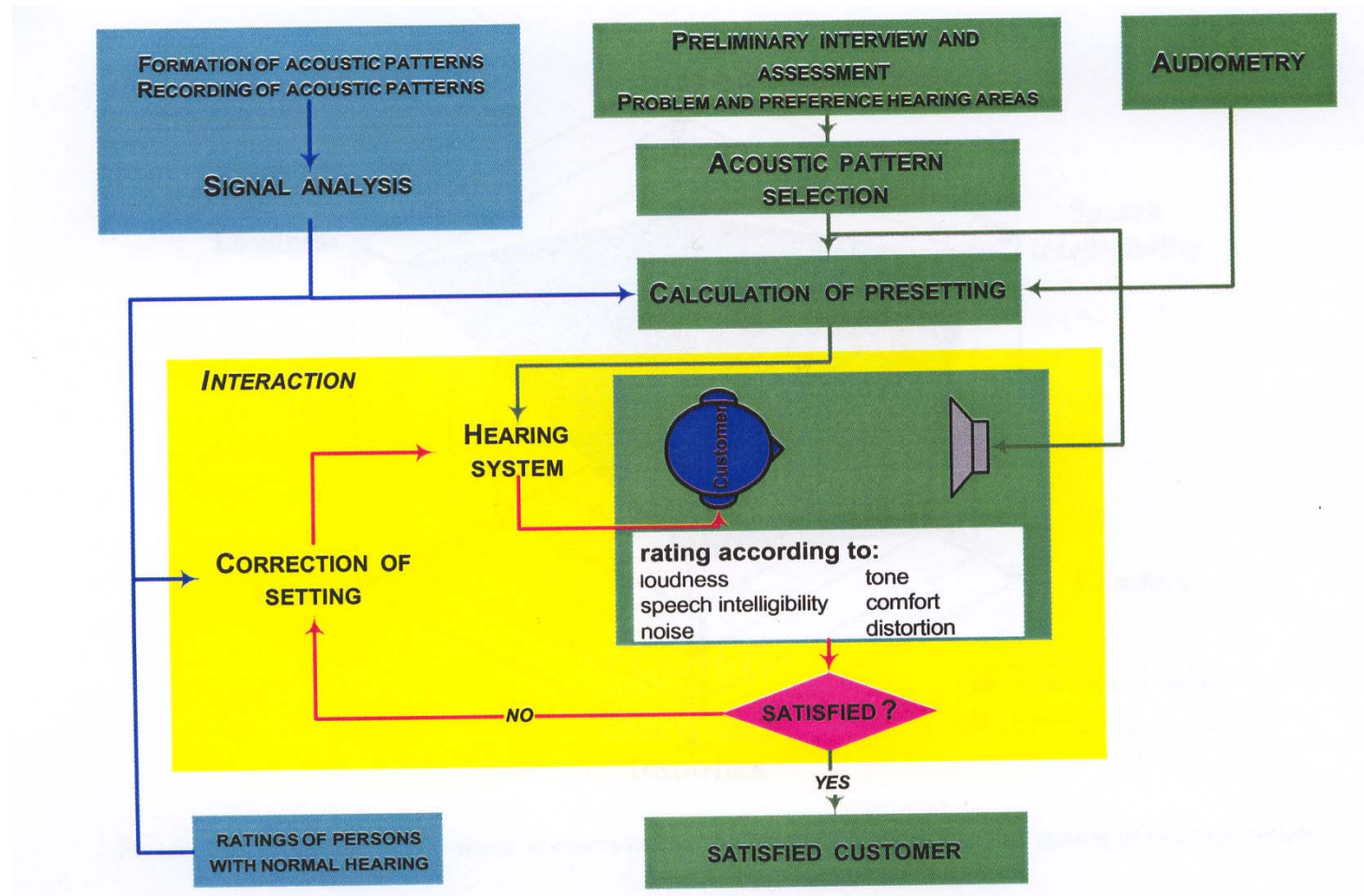
- Analiza całego zakresu słyszenia;
- Stosunkowo dokładne wyznaczanie dynamiki uszkodzonego słuchu;
- Wyniki dopasowania aparatów słuchowych na ogół są znacznie bardziej optymalne w porównaniu z wynikami metod klasycznych;
- Szczególnie przydatne w diagnozowaniu ubytków typu odbiorczego (problem wyrównywania głośności, *loudness recruitment*);
- Na ogół wymagają długiego czasu badania;
- Używają sztucznie generowanych sygnałów testowych;



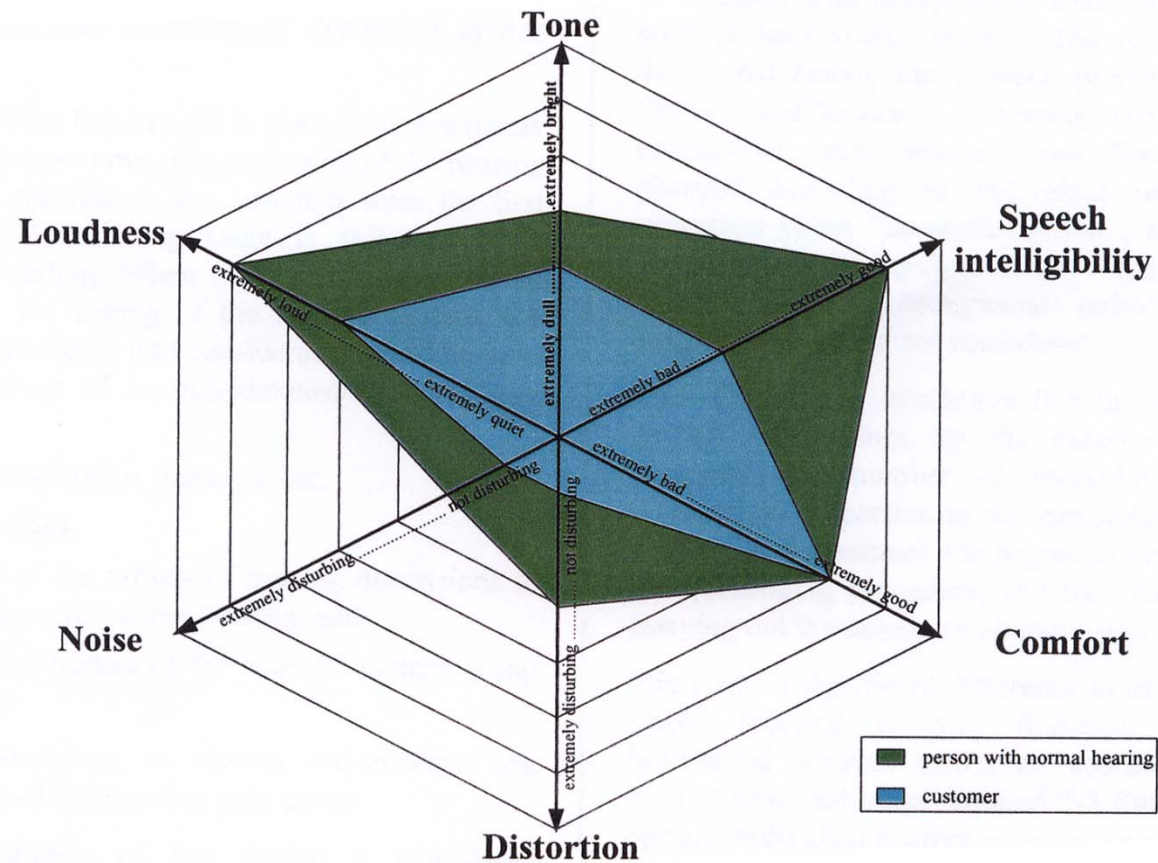
Kierunek rozwoju metod dopasowania protez słuchu

- Na początku procedury nacisk położony jest na określenie zbioru naturalnych sygnałów testowych przyjemnych i nieprzyjemnych dla pacjenta;
- Wykorzystywanie wyników pomiarów zarówno audiometrii tonalnej jak i skalowania głośności jako parametrów inicjalizujących wstępne ustawienie aparatu słuchowego;
- Znacznie większa interakcja pacjenta i systemu dopasowania protez słuchu (przyjazny interfejs, ekrany dotykowe itp.);
- Optymalizacja pod kątem poprawy rozumienia mowy i komfortu słyszenia naturalnych dźwięków otoczenia (eliminacja zakłóceń, szumów, korekta barwy itp.);

Przykład algorytmu dopasowania aparatu słuchowego w metodzie A-Life



Przykład algorytmu dopasowania aparatu słuchowego w metodzie A-Life

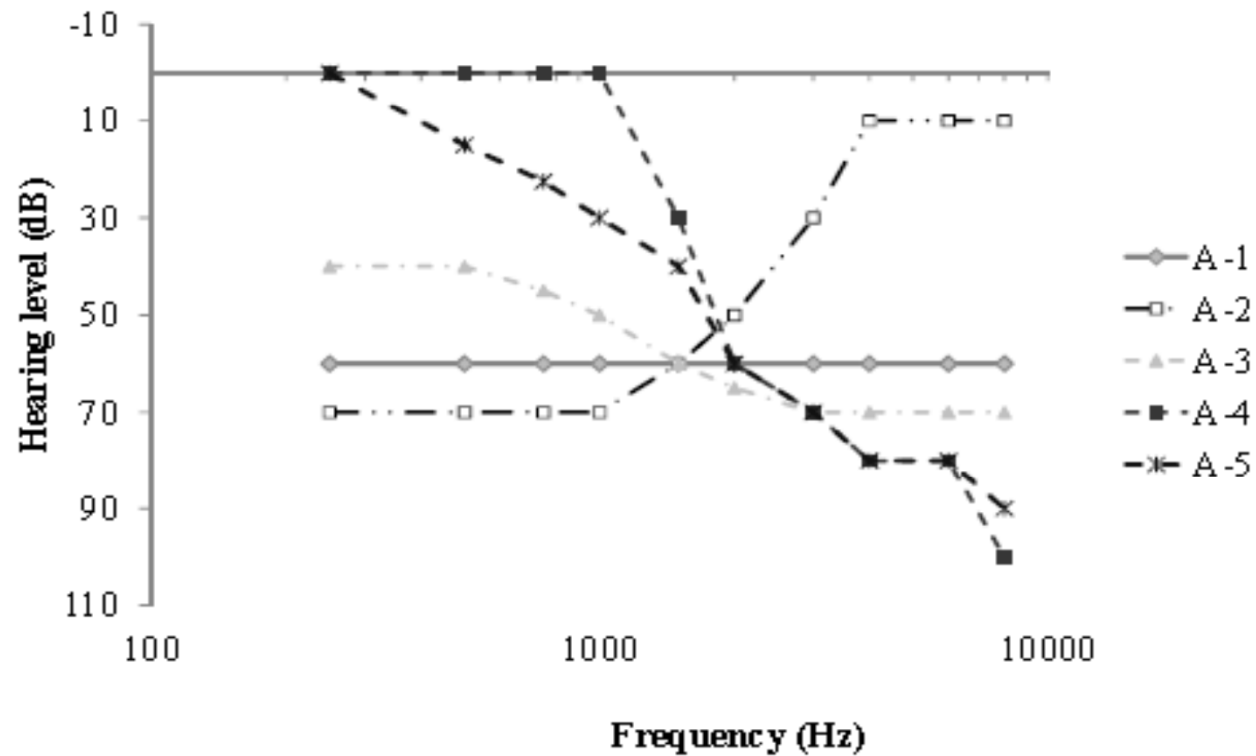


Najpopularniejsze obecnie metody dopasowania

	DSL v 5.0	NAL-NL2	NAL-NL1
DOŚWIADCZENIE UŻYTKOWNIKA AP. SŁUCHOWEGO	NIE	TAK	NIE
PŁEĆ UŻYTKOWNIKA	NIE	TAK:K -1dB, M +1dB	NIE
OBUUSZNE VS. JEDNOUSZNE DOPASOWANIE	3 dB	2 dB - niskie poziomy wejściowe 6 dB - wysokie poziomy wejściowe	TAK
SŁYSZANIE W HAŁASIE/SŁYSZANIE W CISZY	TAK	NIE	NIE
WYKORZYSTANIE ZMIERZONEGO PROGÓW DYSKOMFORTU (UCL, LDL) DO WYZNACZENIA MPO	TAK	NIE	NIE
POPRAWKA NA JĘZYKI TONALNE/NIETONALNE	NIE	TAK	NIE
WIEK PACJENTA - KOREKTA WZMOCNIENIA	TAK	TAK	NIE
REZERWA ŚLIMAKOWA	TAK: 0,25 REZERWY*	TAK-0,75 REZERWY**	TAK
WYKORZYSTANIE RECD, REUR, REUG	TAK	TAK	TAK
ABR - POTENCJAŁY WYWOŁANE Z PNIA MÓZGU	TAK	TAK	NIE

Najpopularniejsze obecnie metody dopasowania

AUDIOGRAMS

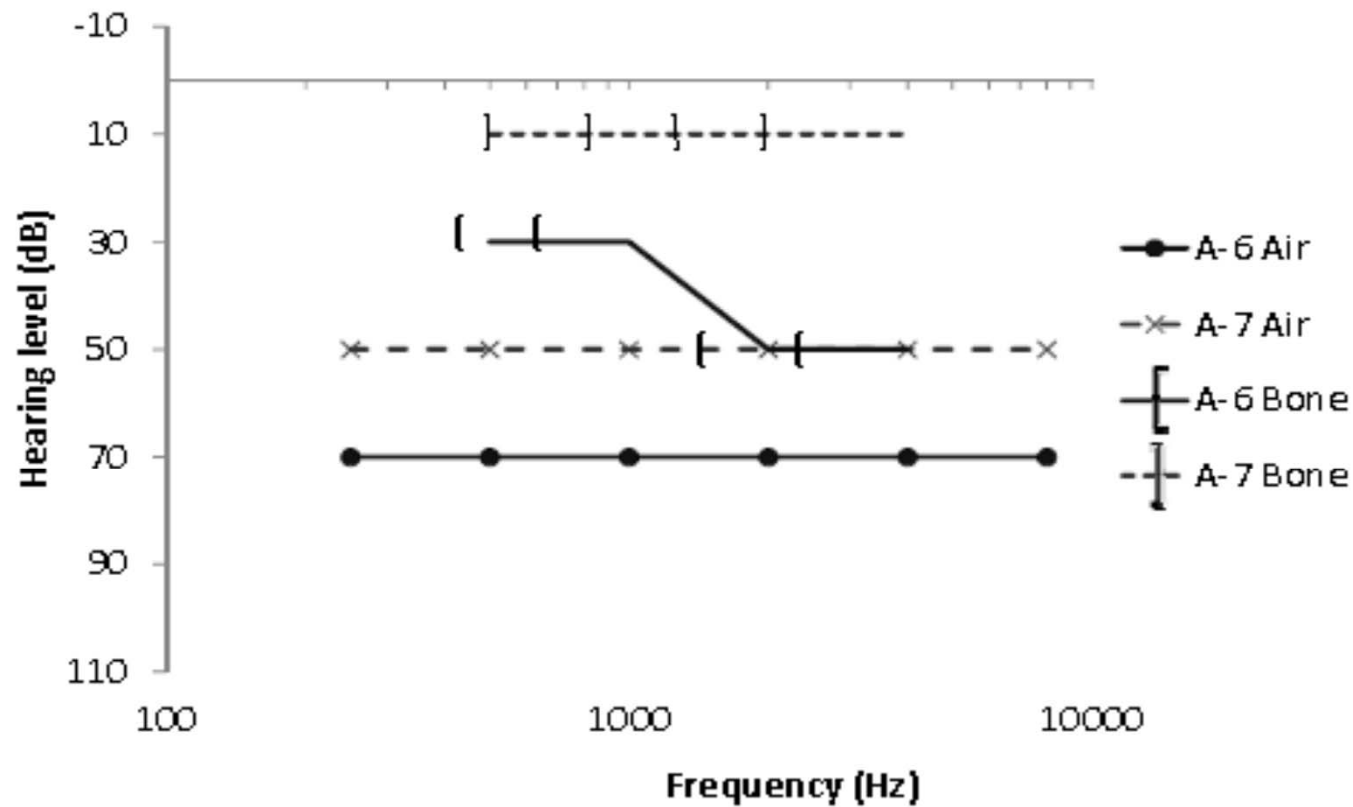


Same audiograms as Byrne et al (2001)

<https://www.audiologyonline.com/articles/20q-same-or-different-comparing-769>

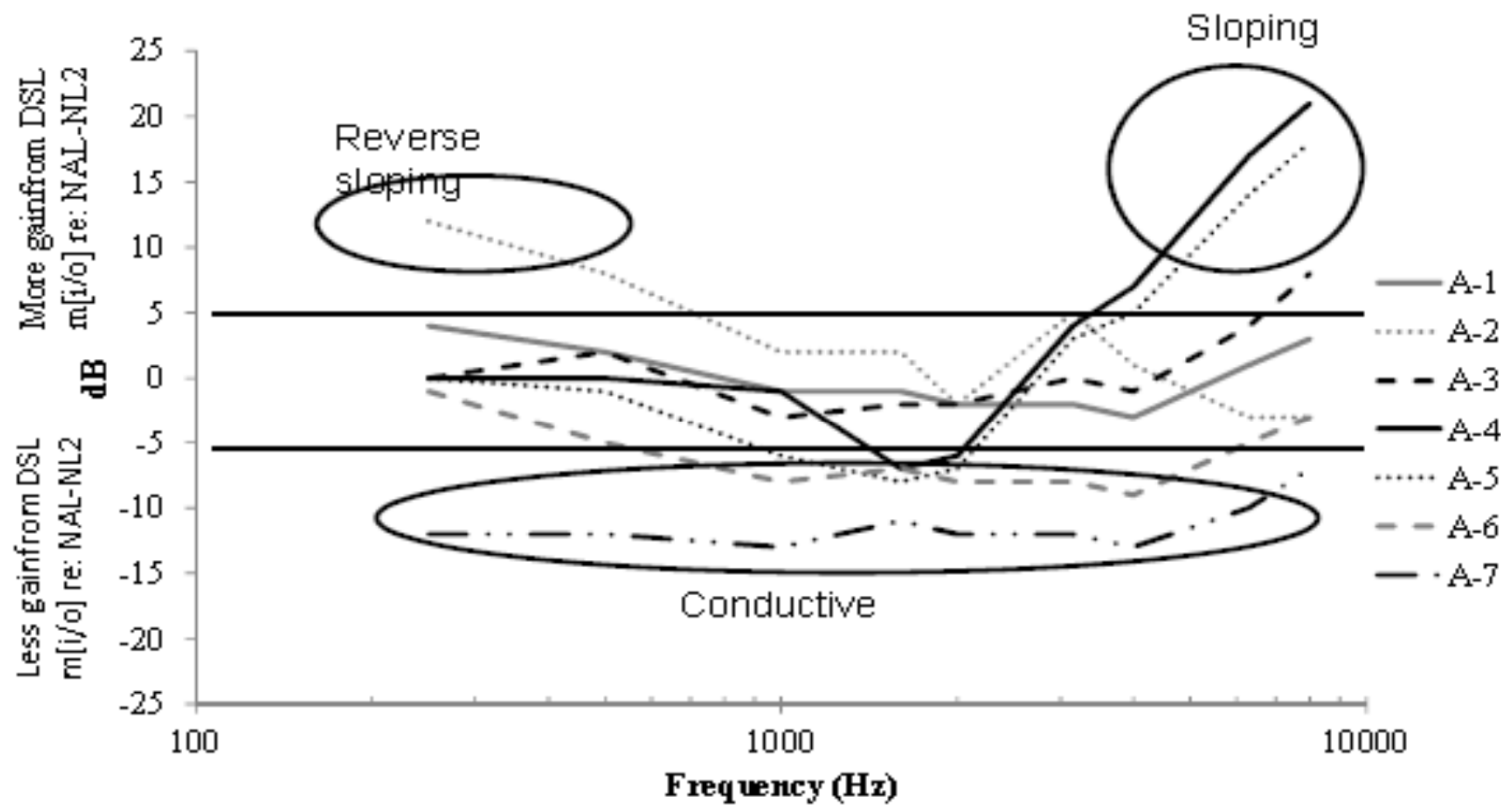
Najpopularniejsze obecnie metody dopasowania

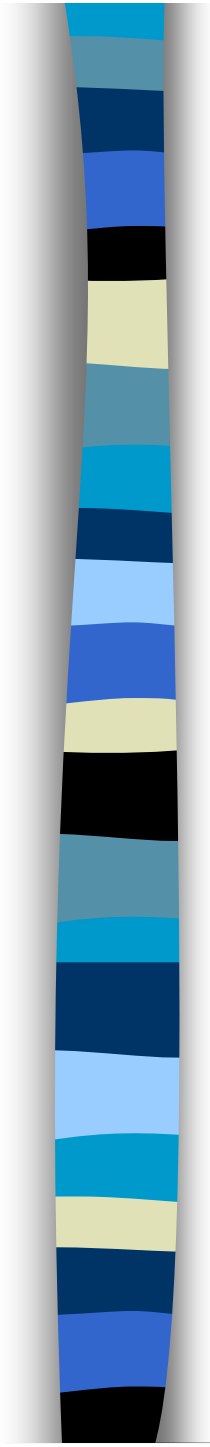
AUDIOGRAMS



A6	głęboki niedosłuch mieszany
A7	umiarkowany niedosłuch przewodzeniowy, rezerwa 40 dB

Najpopularniejsze obecnie metody dopasowania





Weryfikacja wyznaczonej charakterystyki aparatu słuchowego

- Weryfikacją określa się proces sprawdzenia aparatu słuchowego pod kątem wzmocnienia w funkcji częstotliwości, $IG(f)$, maksymalnego poziomu na wyjściu aparatu słuchowego, $MPO(f)$, oraz charakterystyki dynamicznej in/out w możliwie szerokim zakresie częstotliwości. Wykonuje się to na dedykowanym analizatorze.
- W celu weryfikacji ustawień aparatu słuchowego można zastosować również audiometrię mowy w szumie;



Wężyk doprowadzający
dźwięk od błony bębenkowej
do mikrofonu pomiarowego

Mikrofon pomiarowy

Mikrofon odniesienia

11/08/2003

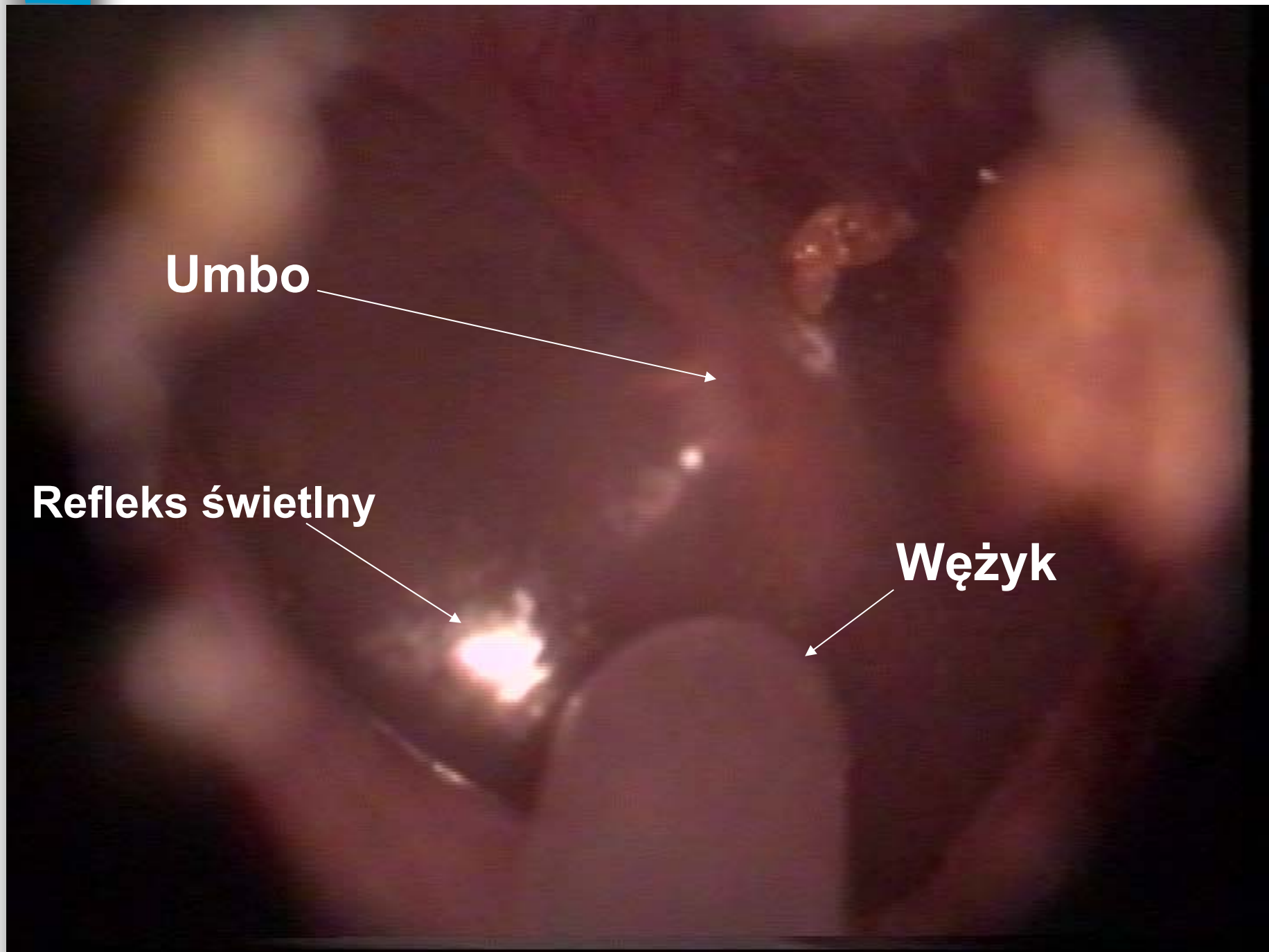
Umbo

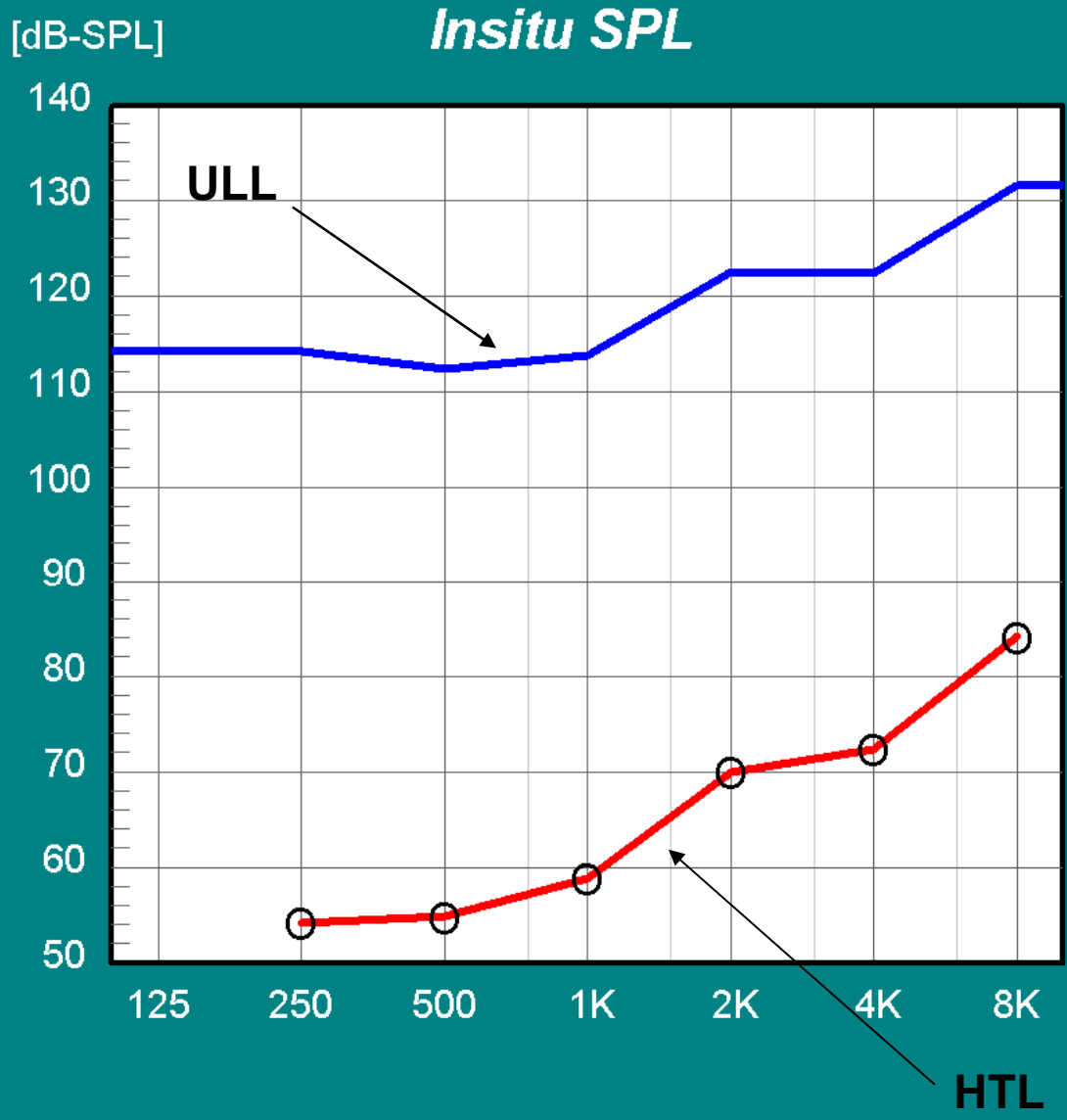


Refleks świetlny

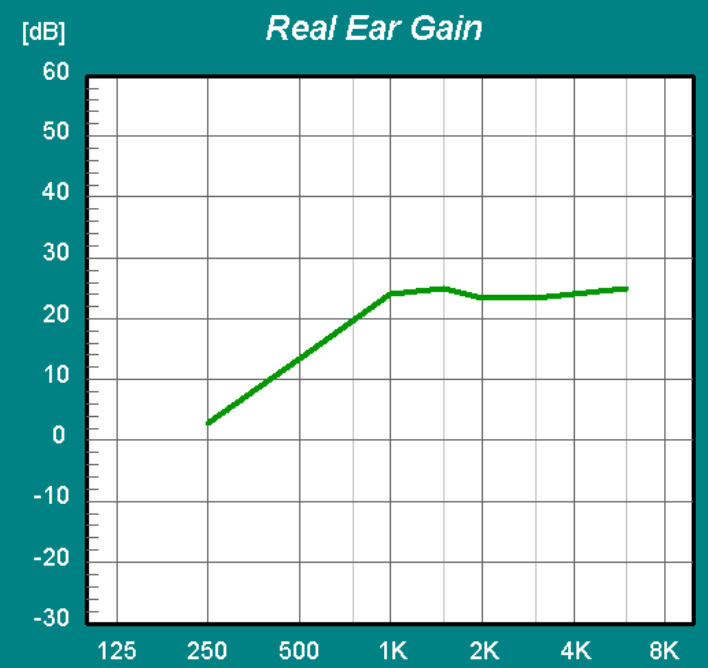


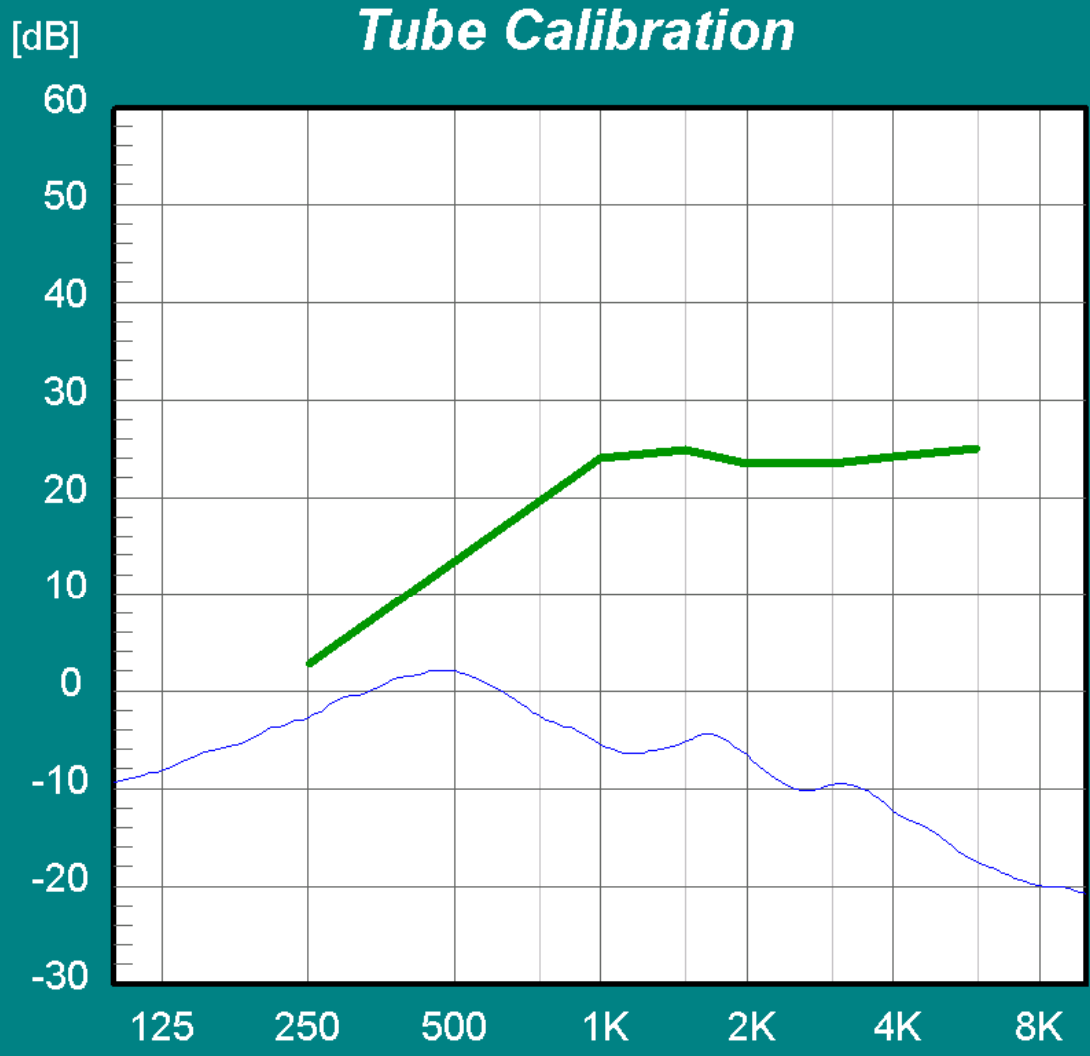
Wężyk



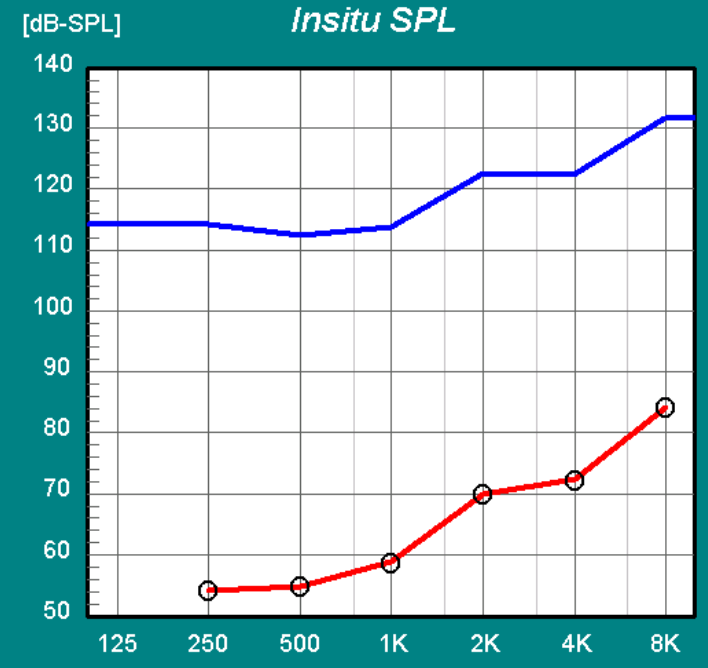


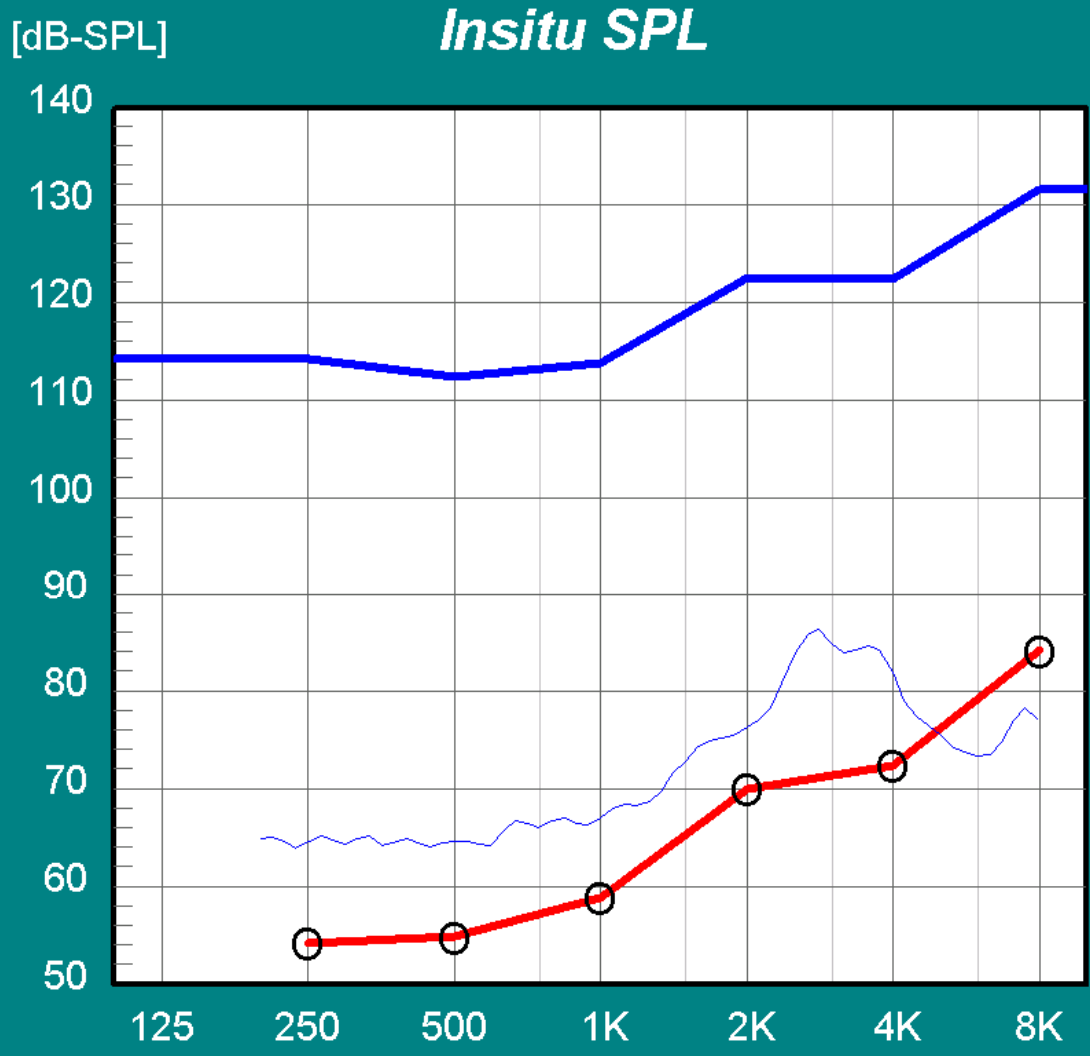
Tube Cal.	<input type="text"/>	REIR 1	<input type="text"/>
REUR	<input type="text"/>	REIR 2	<input type="text"/>
REOR	<input type="text"/>	REIR 3	<input type="text"/>
Target	65	REIR 4	<input type="text"/>
UCL	<input type="text"/>	REIR 5	<input type="text"/>



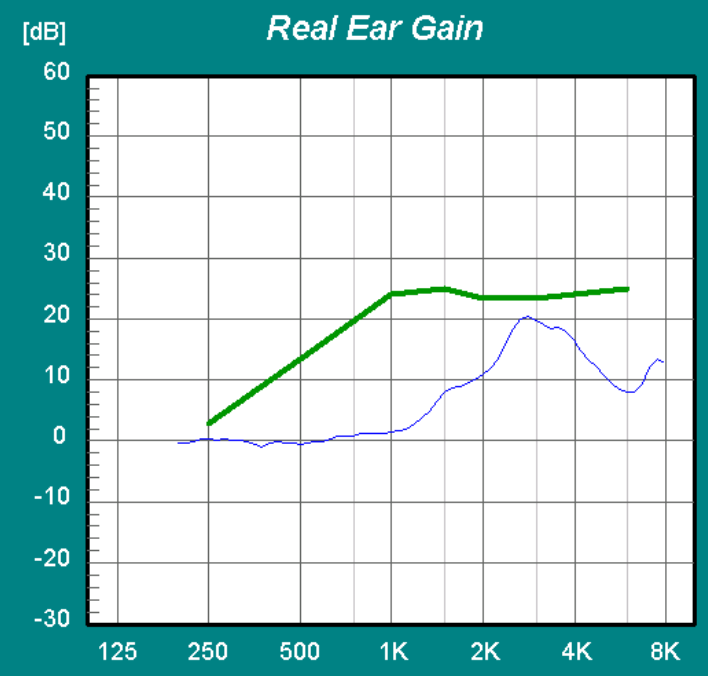


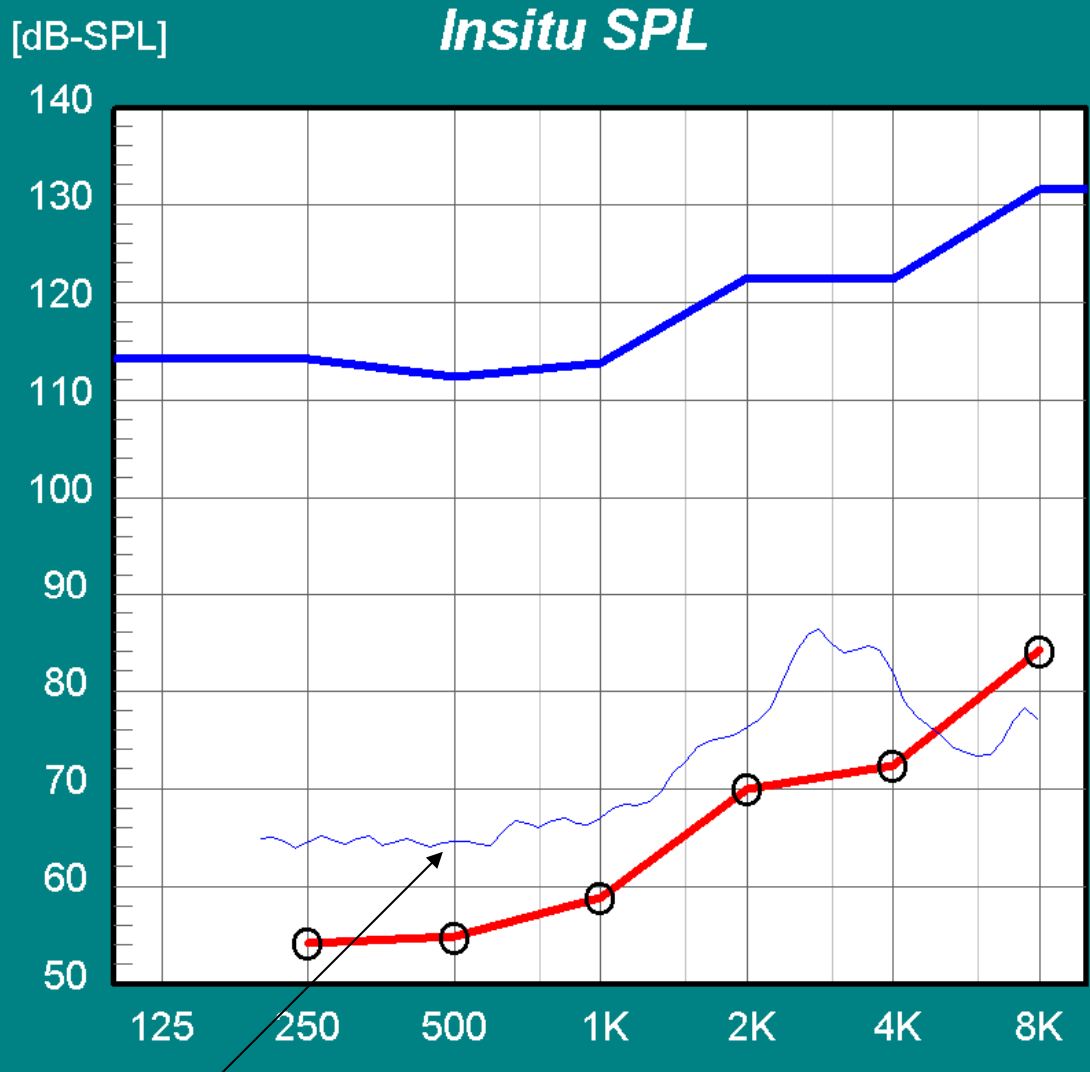
Tube Cal.	65	REIR 1	
REUR		REIR 2	
REOR		REIR 3	
Target	65	REIR 4	
UCL		REIR 5	





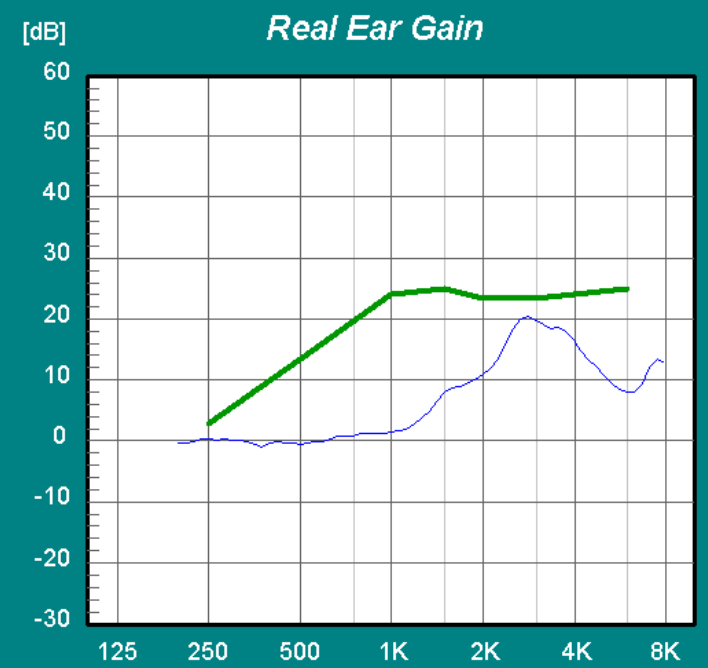
Tube Cal.	<input type="text"/>	REIR 1	<input type="text"/>
REUR	65	REIR 2	<input type="text"/>
REOR	<input type="text"/>	REIR 3	<input type="text"/>
Target	65	REIR 4	<input type="text"/>
UCL	<input type="text"/>	REIR 5	<input type="text"/>





Real Ear Unaided Response

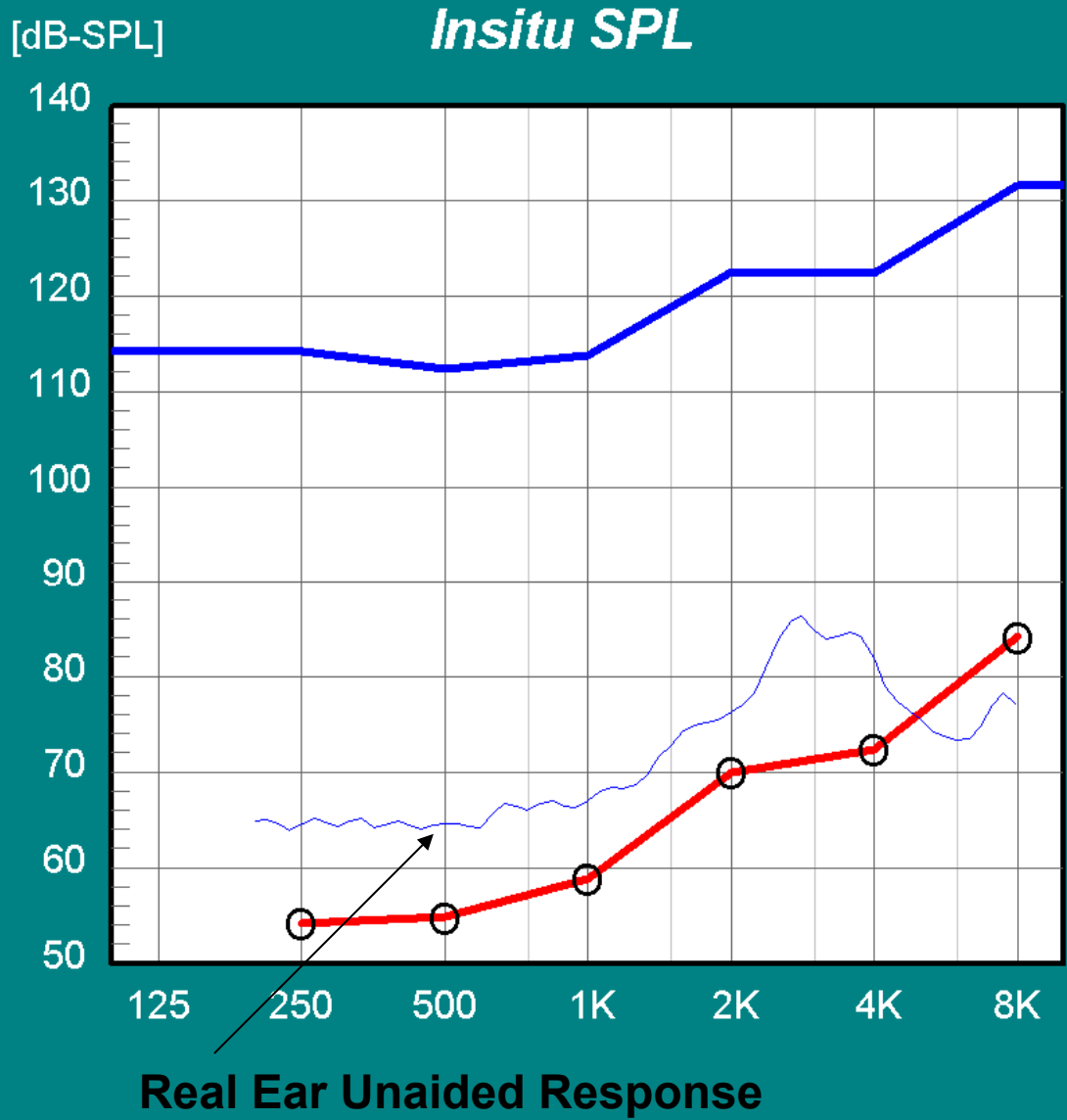
Tube Cal.	<input type="text"/>	REIR 1	<input type="text"/>
REUR	65	REIR 2	<input type="text"/>
REOR	<input type="text"/>	REIR 3	<input type="text"/>
Target	65	REIR 4	<input type="text"/>
UCL	<input type="text"/>	REIR 5	<input type="text"/>



Kliniczny pomiar Real Ear
Unaided Response (REUR)

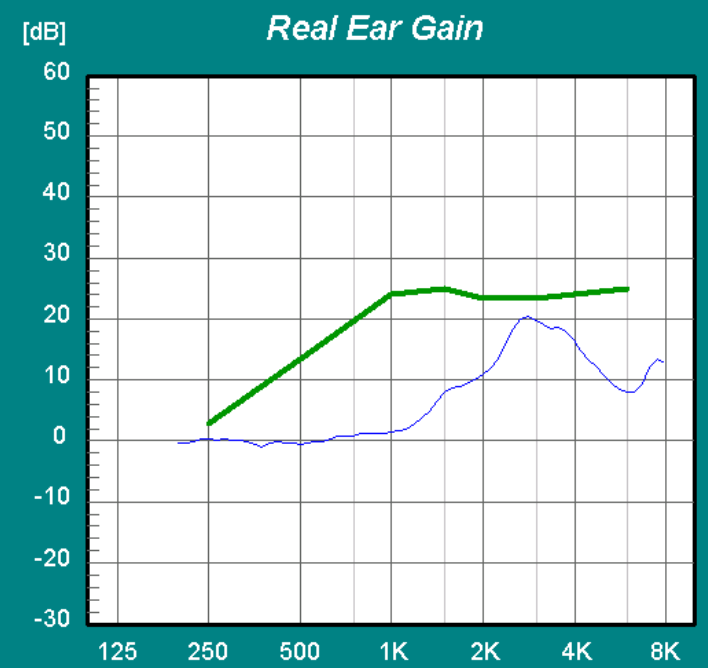


11/08/2003



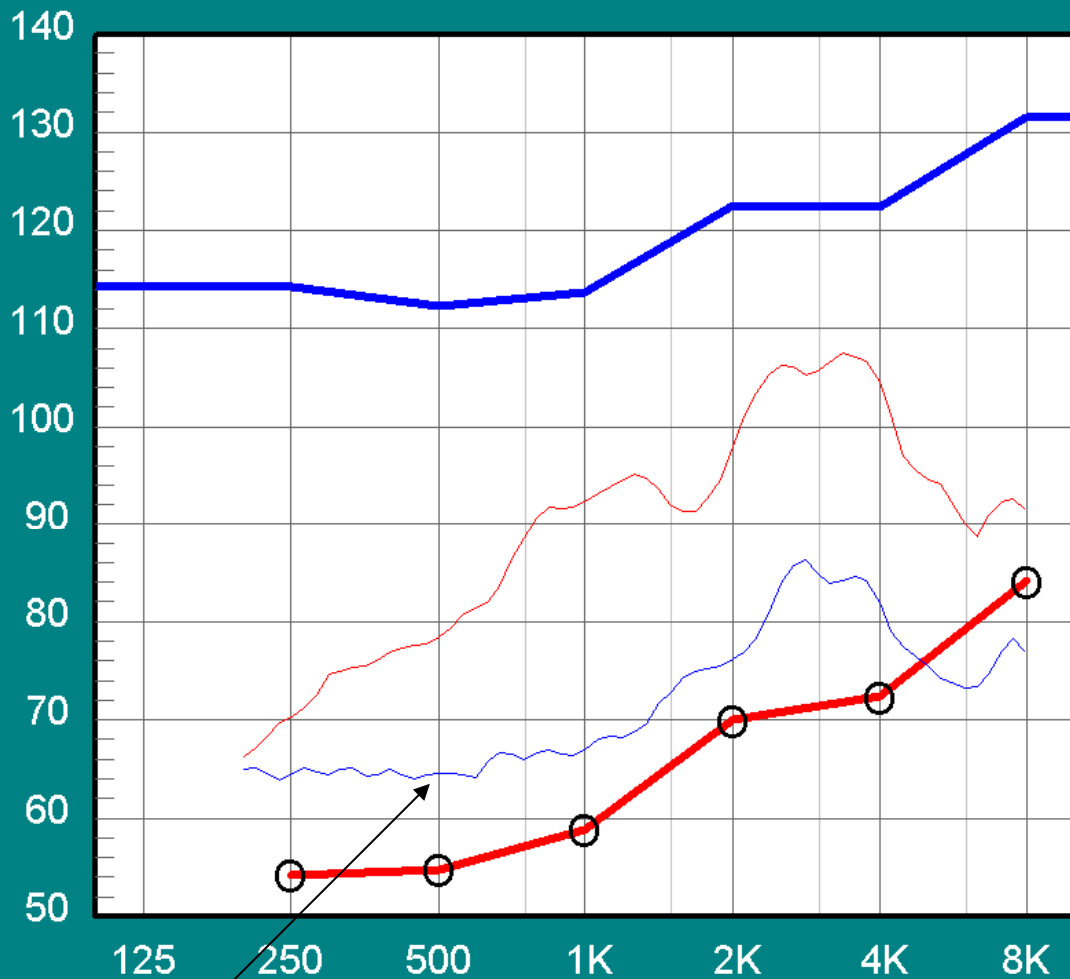
REUR

SPL w funkcji częstotliwości ucha otwartego. Poziom wyjściowy lub wzmacnienie obliczone w relacji do poziomu sygnału.



[dB-SPL]

In situ SPL

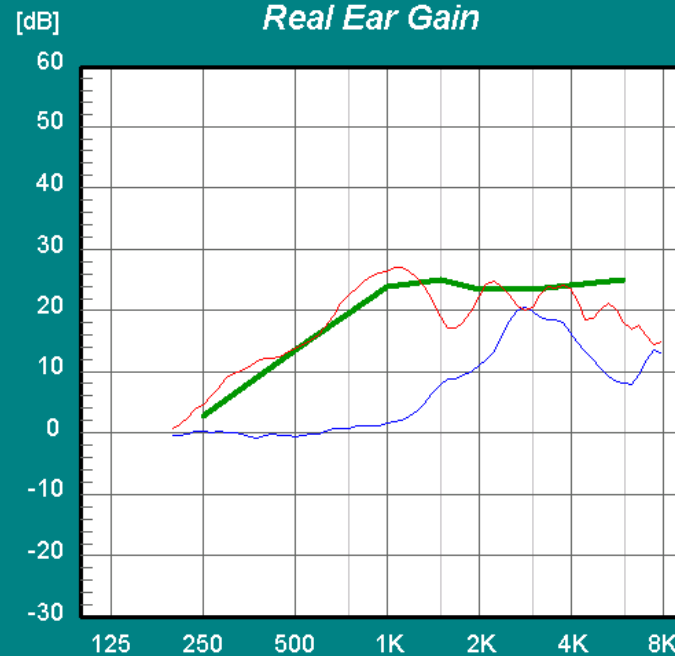


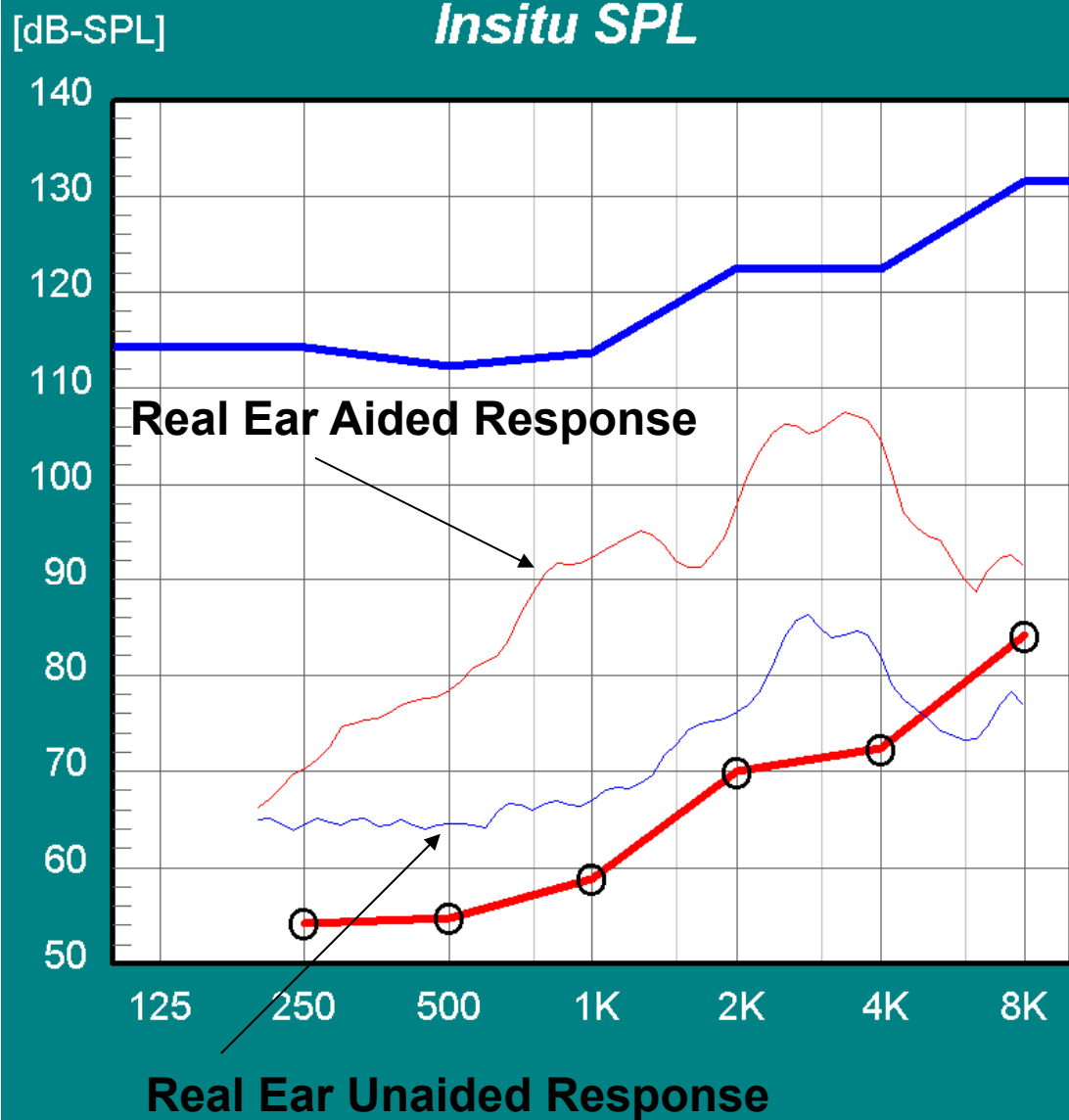
Real Ear Unaided Response

REUR

SPL w funkcji częstotliwości ucha otwartego. Poziom wyjściowy lub wzmacnienie obliczone w relacji do poziomu sygnału.

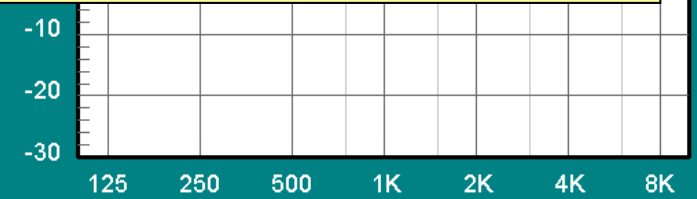
Real Ear Gain

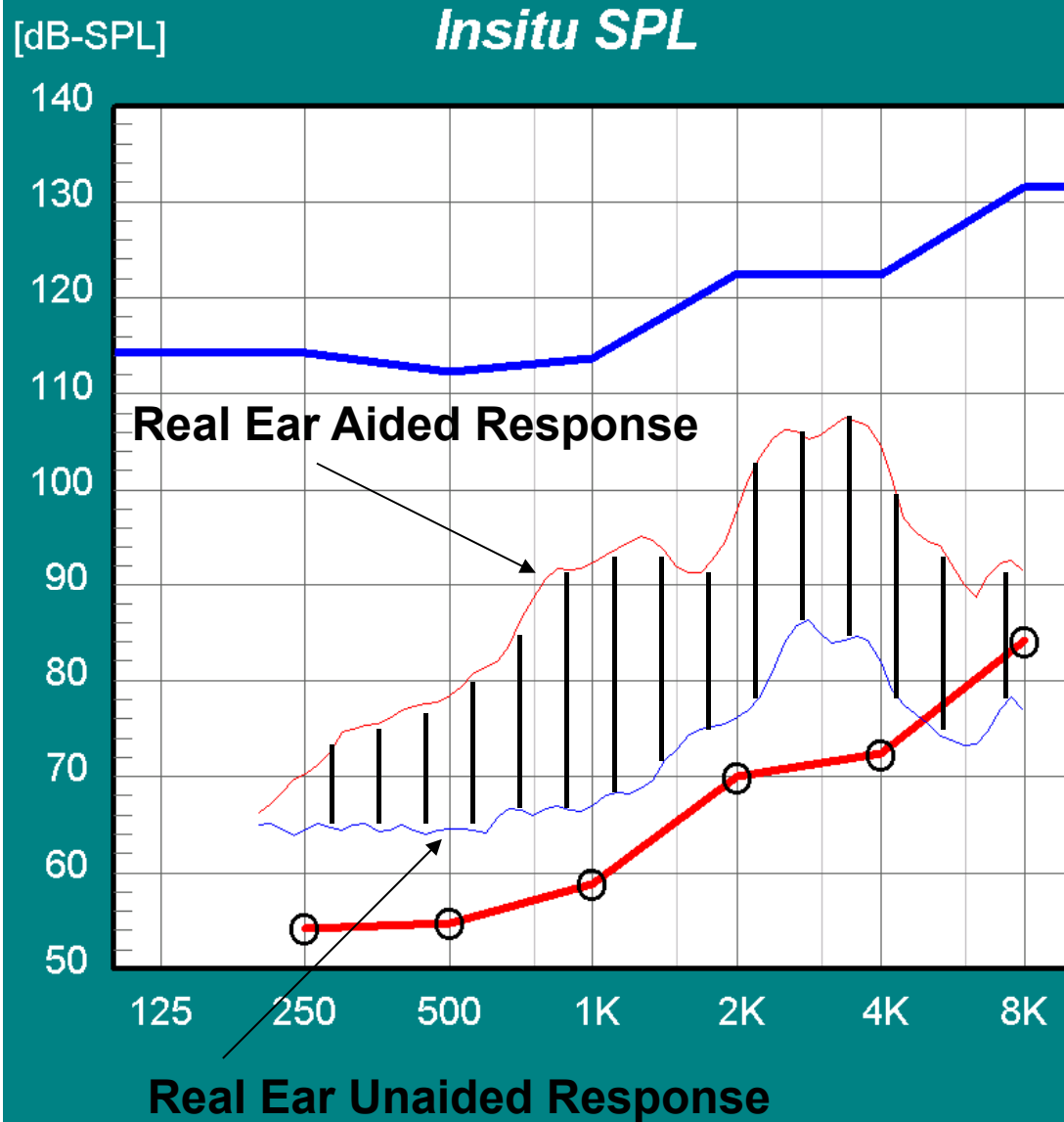




REUR
 SPL w funkcji częstotliwości ucha otwartego. Poziom wyjściowy lub wzmacnienie obliczone w relacji do poziomu sygnału.

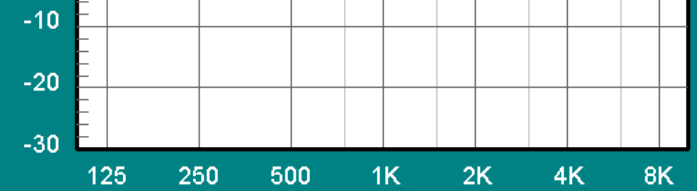
REAR
 SPL w funkcji częstotliwości w przewodzie słuchowym zewnętrznym przy założonym i włączonym aparacie słuchowym. Znany również jako pomiar in situ i przedstawiany w dB SPL.

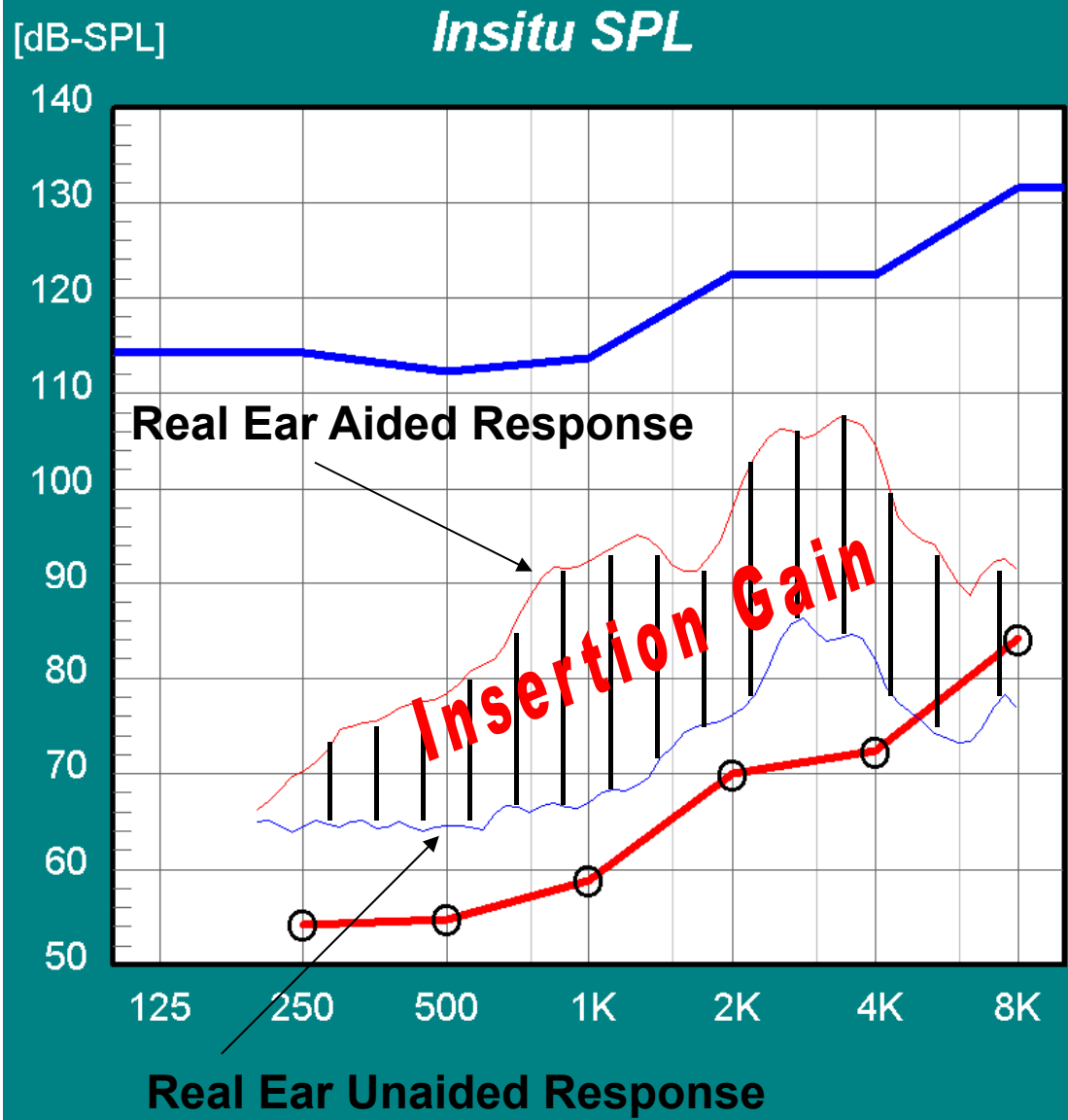




REUR
 SPL w funkcji częstotliwości ucha otwartego. Poziom wyjściowy lub wzmacnienie obliczone w relacji do poziomu sygnału

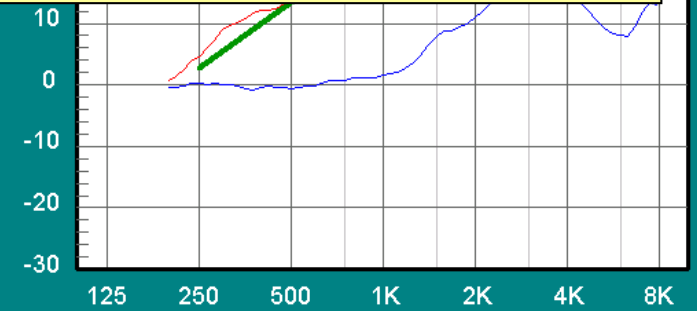
REAR
 SPL w funkcji częstotliwości w przewodzie słuchowym zewnętrznym przy założonym i włączonym aparacie słuchowym
 Znany również jako pomiar in situ i przedstawiany w dB SPL.





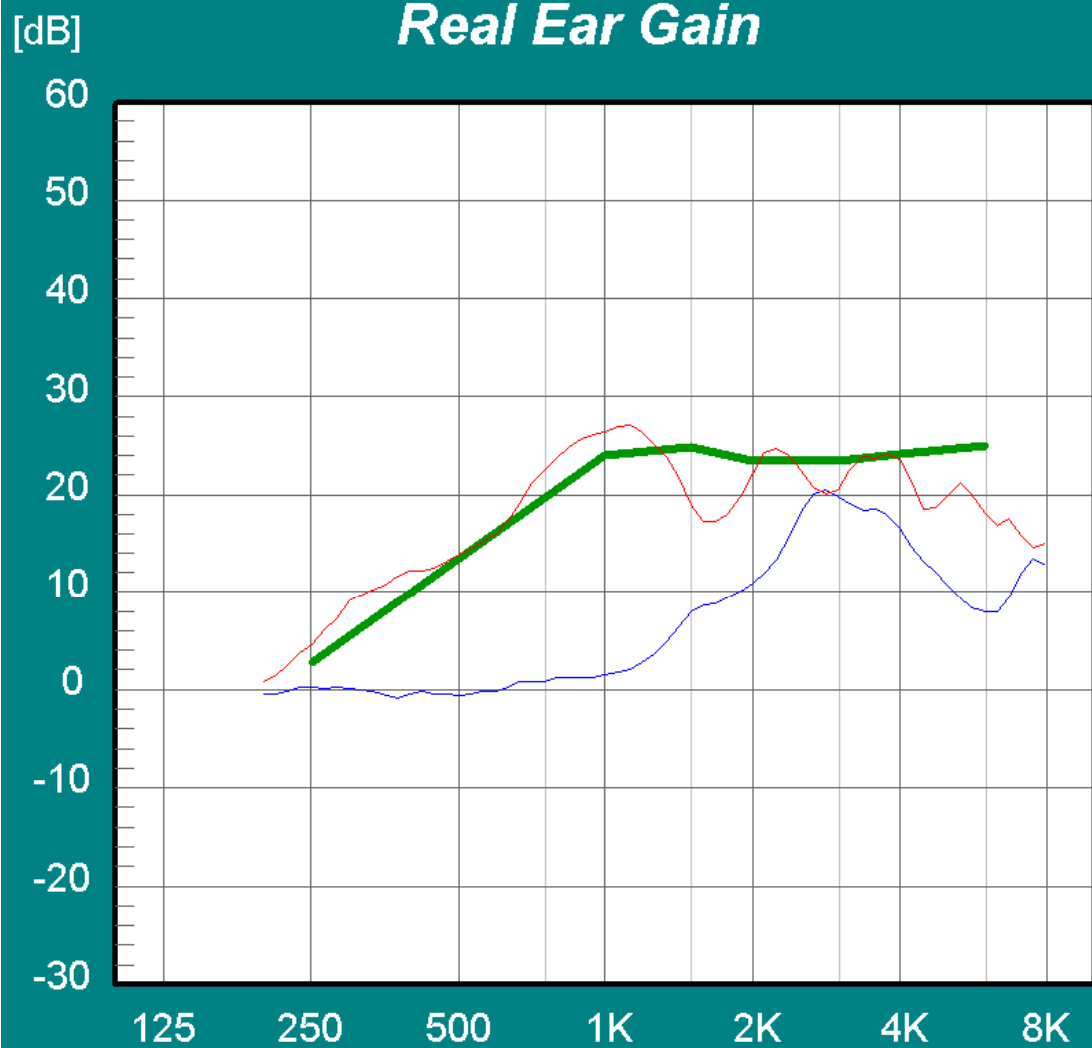
REUR
 SPL w funkcji częstotliwości ucha otwartego. Poziom wyjściowy lub wzmacnienie obliczone w relacji do poziomu sygnału

REAR
 SPL w funkcji częstotliwości w przewodzie słuchowym zewnętrznym z założonym i włączonym aparatem słuchowym

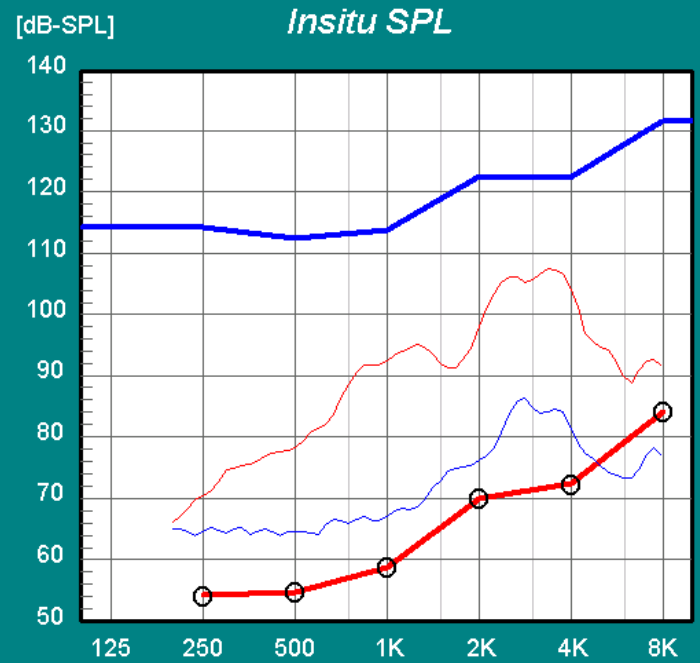


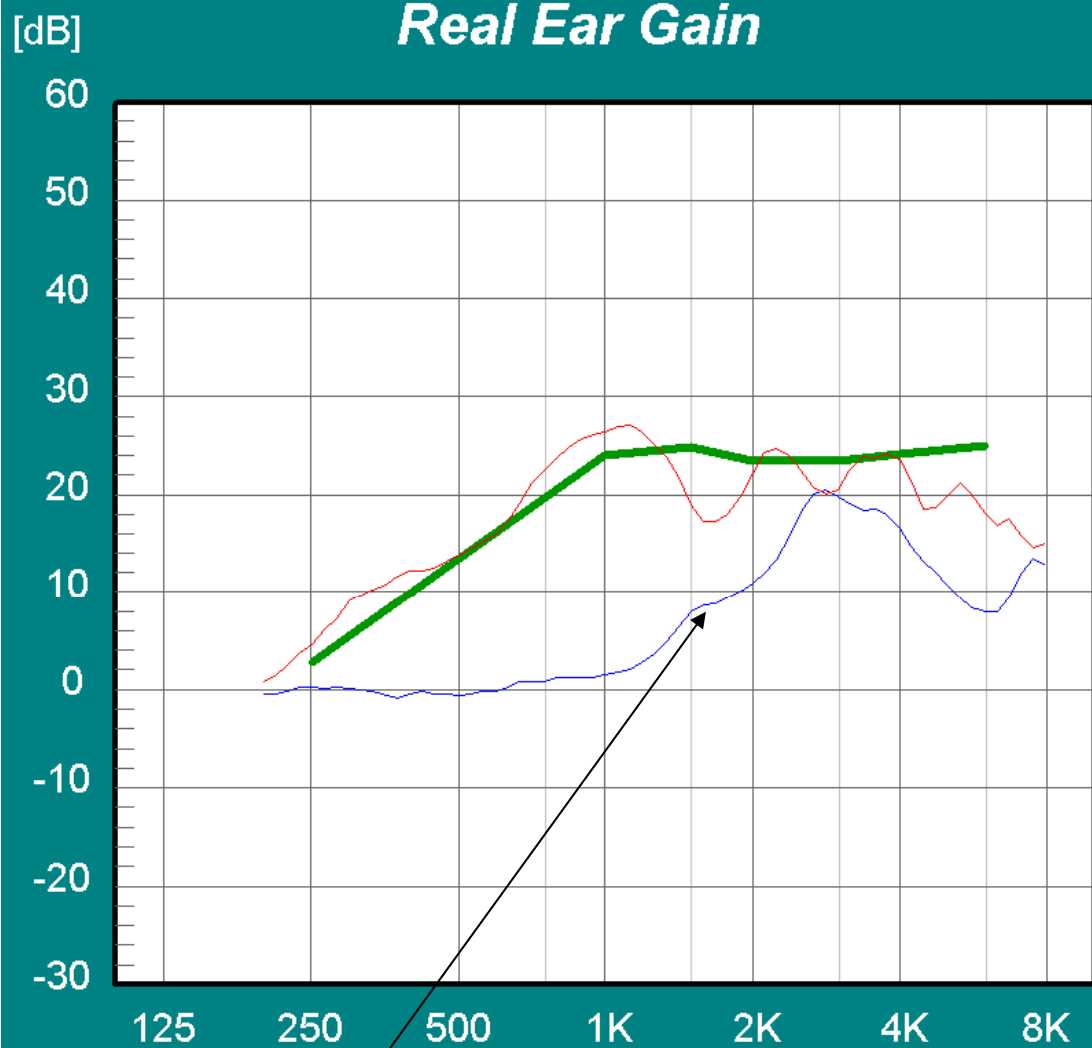


Kliniczny pomiar Real Ear Aided Response (REAR)

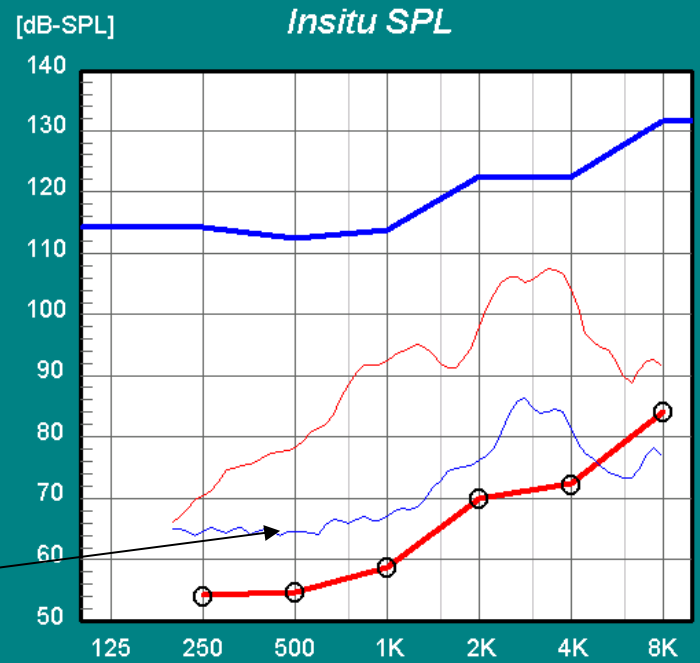


Tube Cal.	<input type="text"/>	REIR 1	<input type="text" value="65"/>
REUR	<input type="text" value="65"/>	REIR 2	<input type="text"/>
REOR	<input type="text"/>	REIR 3	<input type="text"/>
Target	<input type="text" value="65"/>	REIR 4	<input type="text"/>
UCL	<input type="text"/>	REIR 5	<input type="text"/>

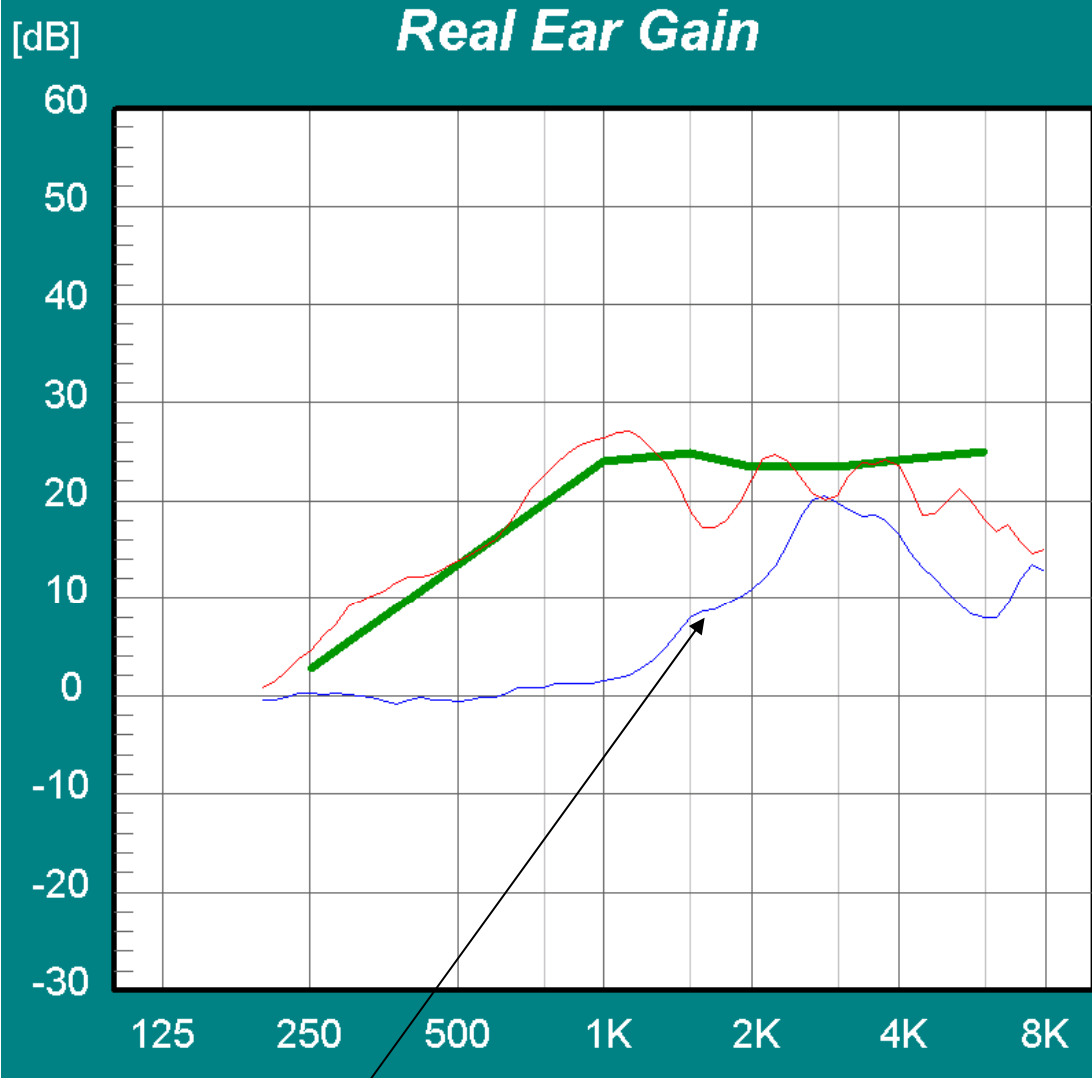




Tube Cal.	<input type="text"/>	REIR 1	<input type="text" value="65"/>
REUR	<input type="text" value="65"/>	REIR 2	<input type="text"/>
REOR	<input type="text"/>	REIR 3	<input type="text"/>
Target	<input type="text" value="65"/>	REIR 4	<input type="text"/>
UCL	<input type="text"/>	REIR 5	<input type="text"/>

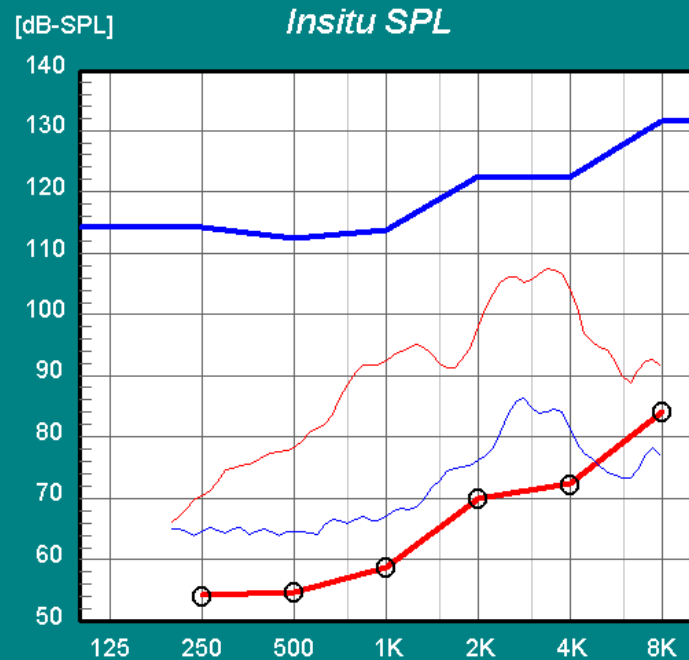


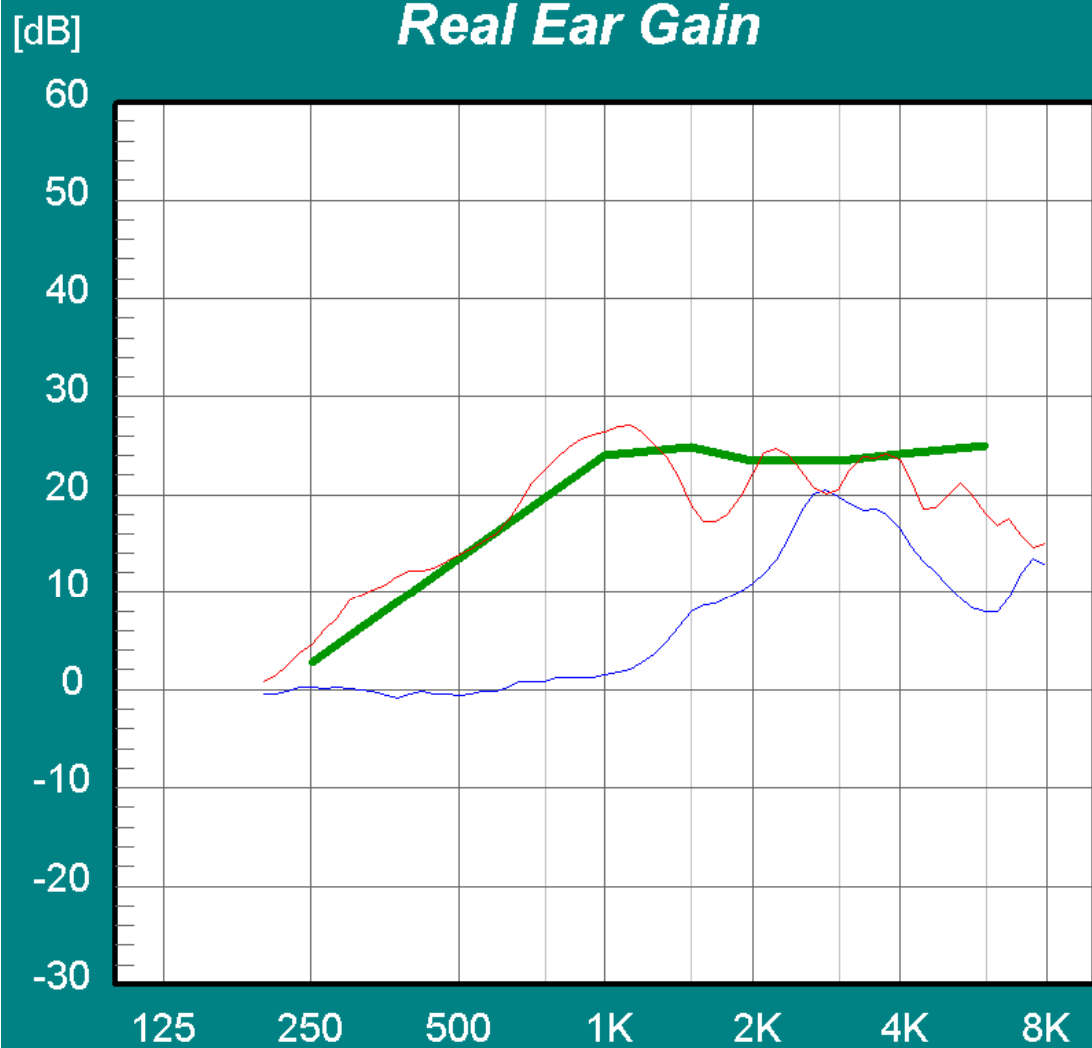
Real Ear Unaided Response



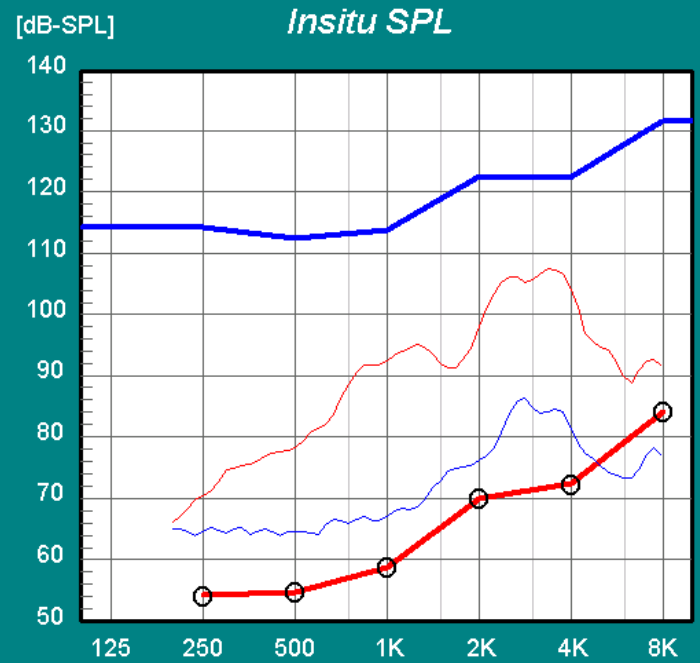
~~Real Ear Unaided Response~~

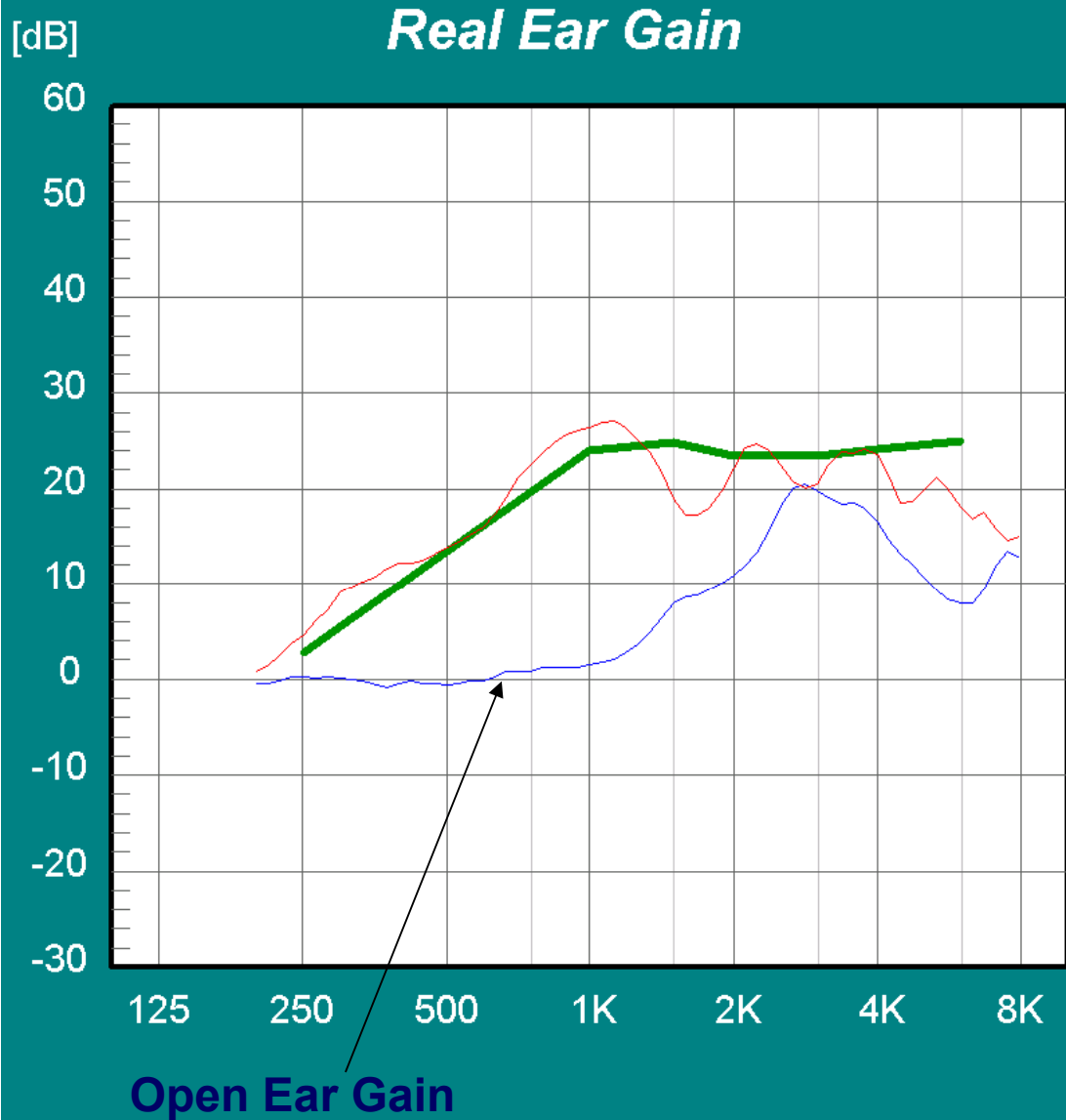
Tube Cal.	<input type="text"/>	REIR 1	<input type="text" value="65"/>
REUR	<input type="text" value="65"/>	REIR 2	<input type="text"/>
REOR	<input type="text"/>	REIR 3	<input type="text"/>
Target	<input type="text" value="65"/>	REIR 4	<input type="text"/>
UCL	<input type="text"/>	REIR 5	<input type="text"/>



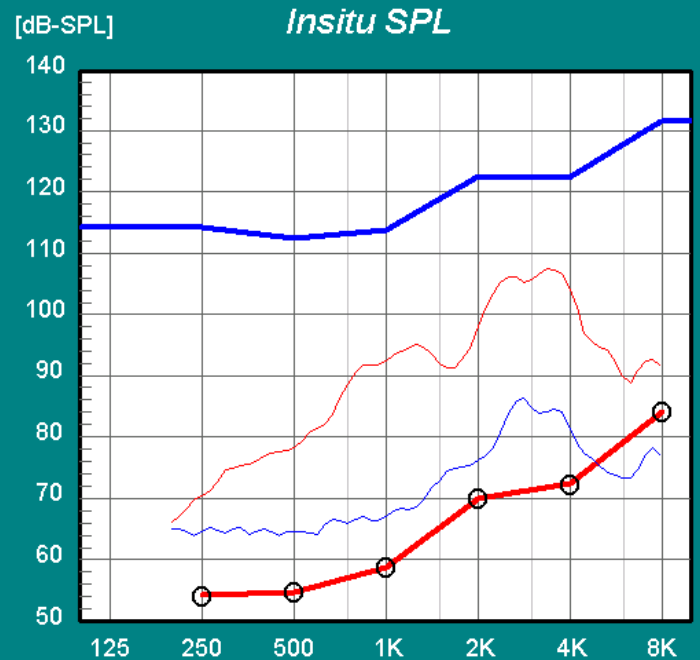


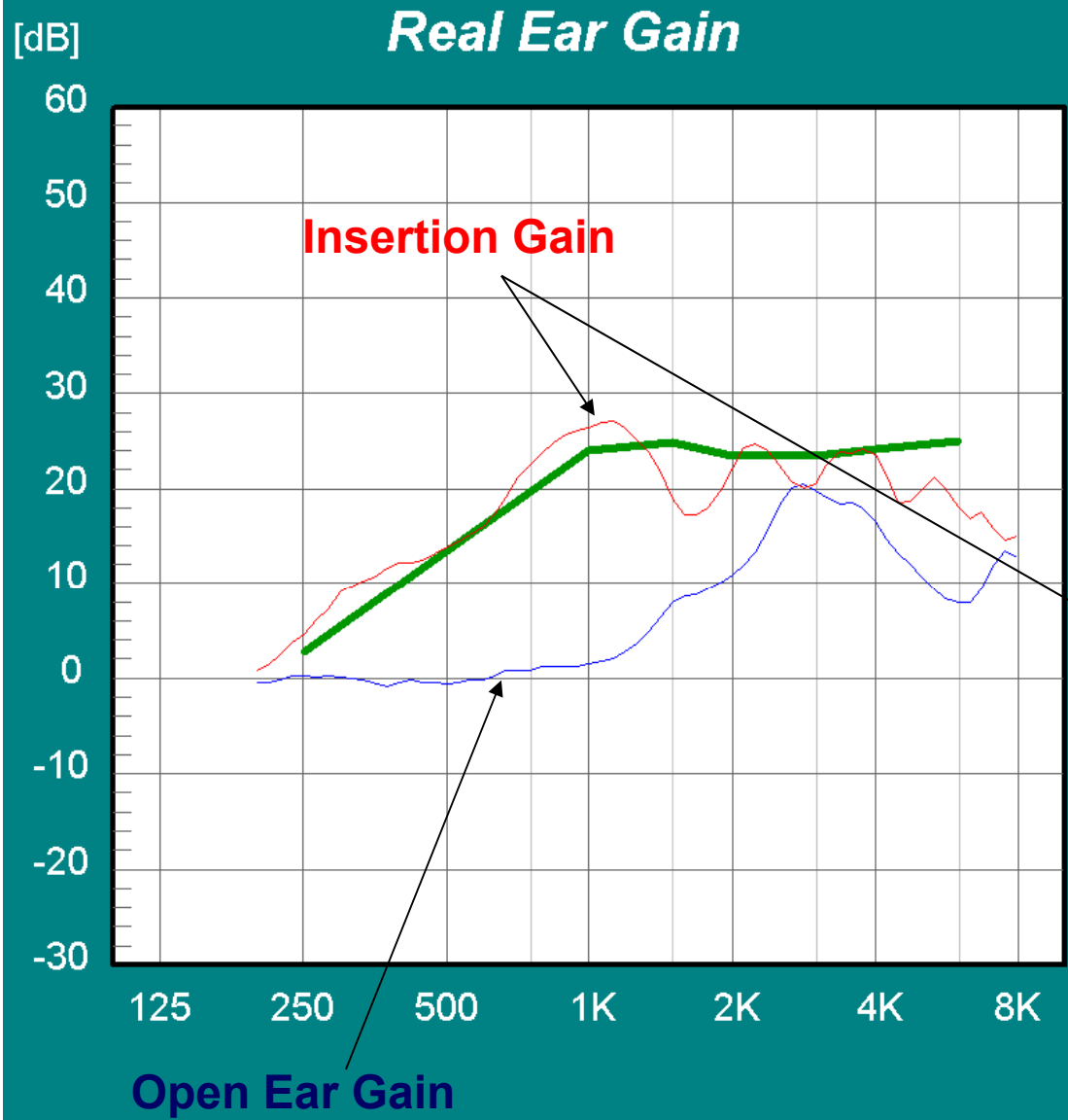
Tube Cal.	<input type="text"/>	REIR 1	<input type="text" value="65"/>
REUR	<input type="text" value="65"/>	REIR 2	<input type="text"/>
REOR	<input type="text"/>	REIR 3	<input type="text"/>
Target	<input type="text" value="65"/>	REIR 4	<input type="text"/>
UCL	<input type="text"/>	REIR 5	<input type="text"/>



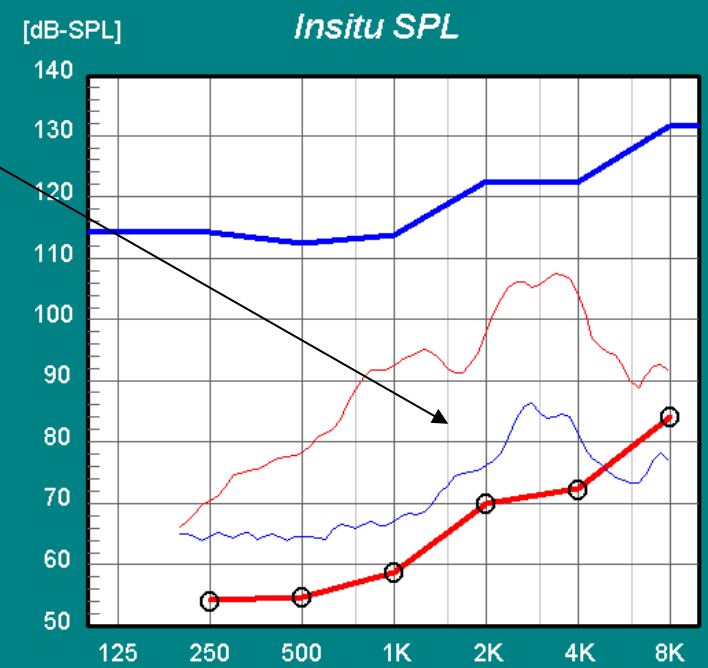


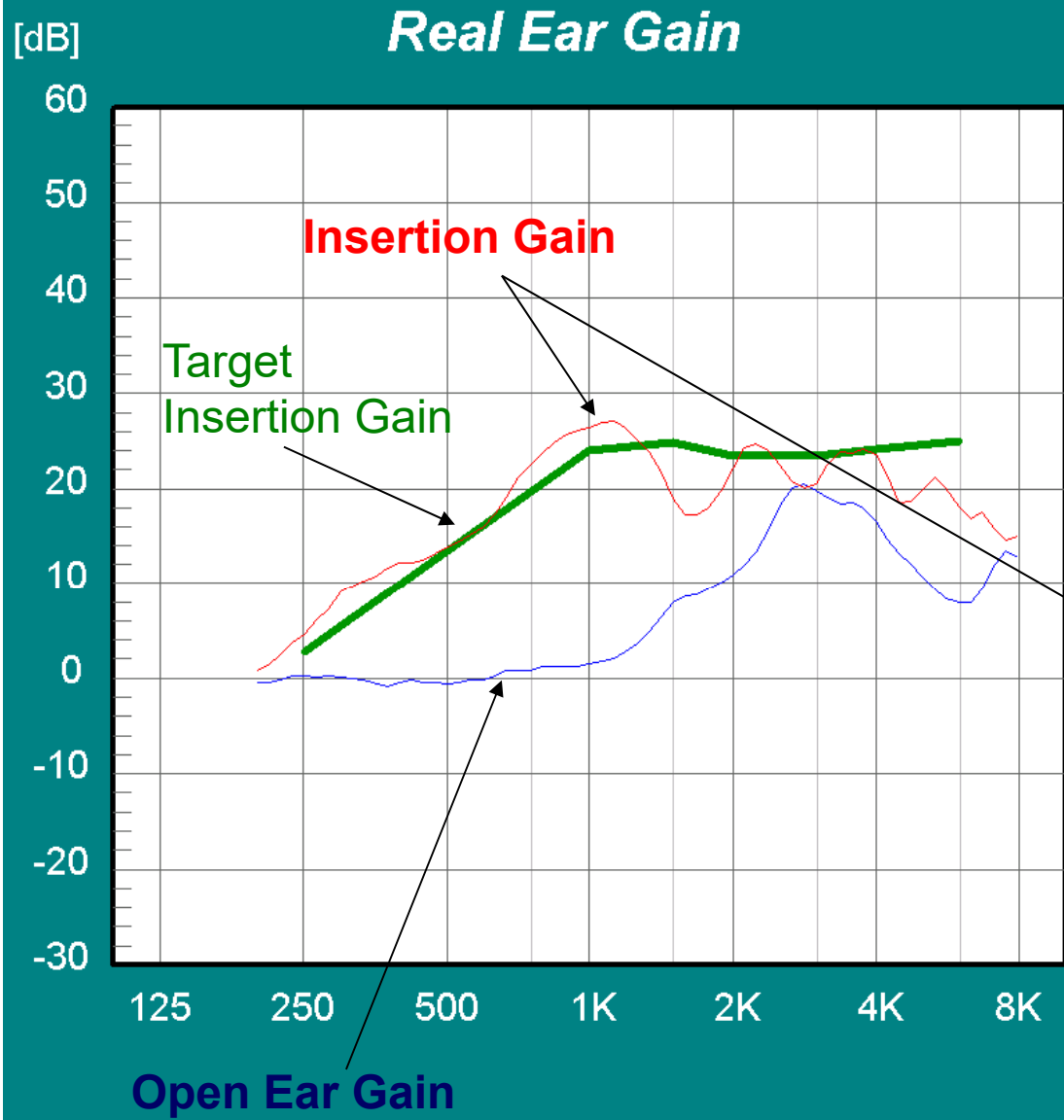
Tube Cal.	<input type="text"/>	REIR 1	65
REUR	65	REIR 2	<input type="text"/>
REOR	<input type="text"/>	REIR 3	<input type="text"/>
Target	65	REIR 4	<input type="text"/>
UCL	<input type="text"/>	REIR 5	<input type="text"/>



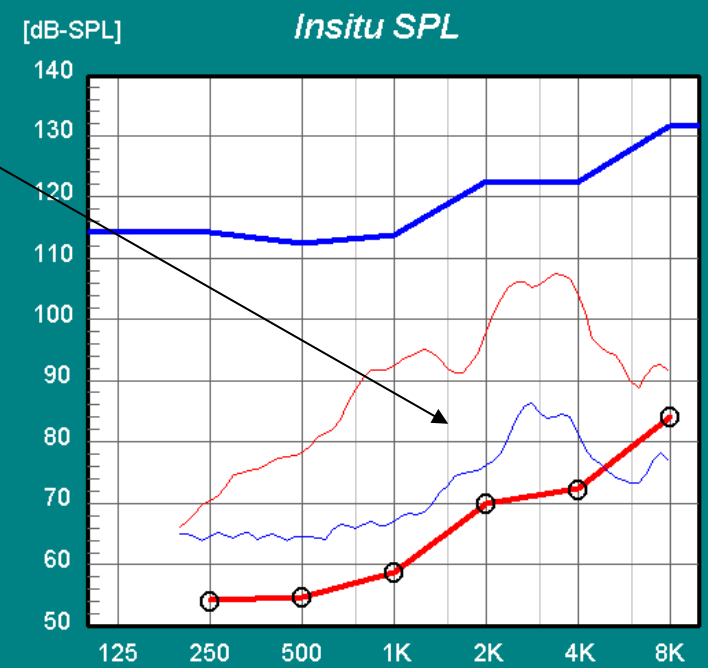


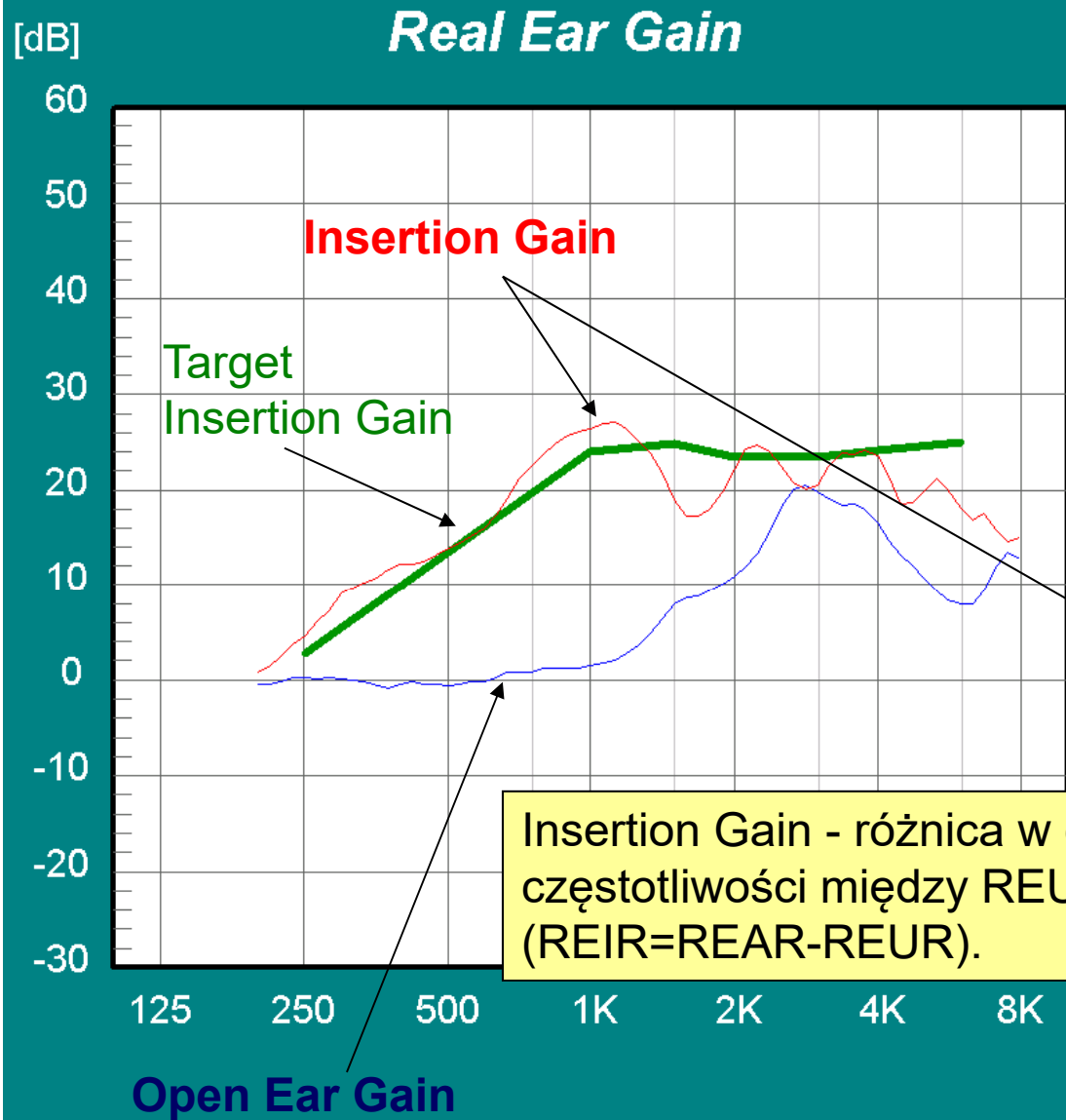
Tube Cal.	<input type="text"/>	REIR 1	<input type="text" value="65"/>
REUR	<input type="text" value="65"/>	REIR 2	<input type="text"/>
REOR	<input type="text"/>	REIR 3	<input type="text"/>
Target	<input type="text" value="65"/>	REIR 4	<input type="text"/>
UCL	<input type="text"/>	REIR 5	<input type="text"/>





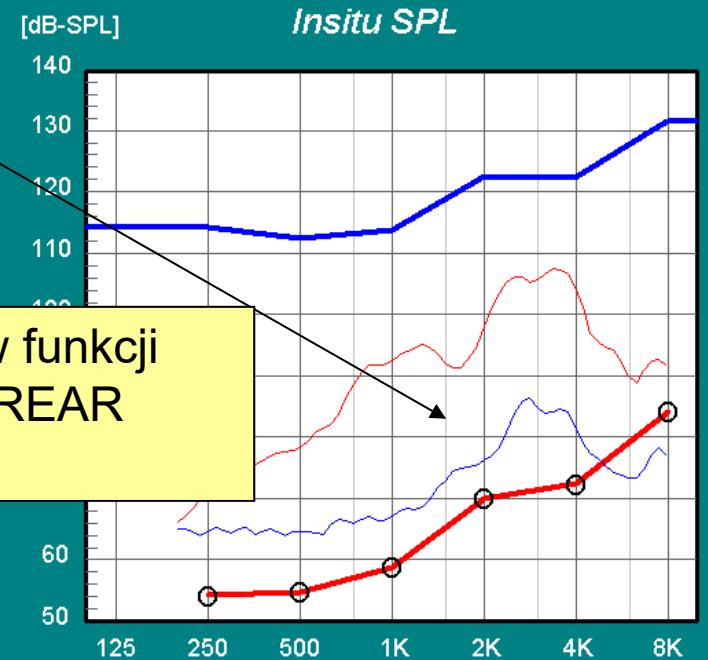
Tube Cal.	<input type="text"/>	REIR 1	<input type="text" value="65"/>
REUR	<input type="text" value="65"/>	REIR 2	<input type="text"/>
REOR	<input type="text"/>	REIR 3	<input type="text"/>
Target	<input type="text" value="65"/>	REIR 4	<input type="text"/>
UCL	<input type="text"/>	REIR 5	<input type="text"/>





W przypadku dorosłych REIR nie jest obligatoryjny (aczkolwiek zalecany) jako pomiar weryfikujący charakterystykę elektroakustyczną wybranego aparatu słuchowego.

UCL REIR 5





Adaptacja i walidacja wyznaczonej charakterystyki aparatu słuchowego

- Im mniej doświadczony pacjent w kwestii noszenia aparatu słuchowego, tym dłuższy czas dopasowywania;
- Modyfikacja charakterystyki słyszenia powoduje, że pacjent zaczyna dostrzegać dźwięki, których wcześniej nie słyszał i których początkowo nie rozumie;
- Czas adaptacji do danej wyznaczonej charakterystyki może wynieść nawet kilka miesięcy;
- W celu adaptacji ustawień aparatu słuchowego pacjent jest poddawany szeregu treningom słuchowym;
- Proces walidacji to inaczej subiektywna ocena aparatu słuchowego przez osobę niedosłyszącą na bazie jego osobistych doświadczeń z aparatem słuchowym w różnych środowiskach akustycznych – kwestionariusze.



Walidację można rozpatrywać w trzech różnych obszarach:

- Skuteczność. Czy aparat słuchowy poprawił zrozumiałość mowy w cichym i głośnym środowisku akustycznym, czy aparat pozwolił przywrócić normalną percepcję głośności?
- Efektywność. Czy aparat słuchowy posiada układy/systemy/regulatory pozwalające poprawić zrozumiałość mowy?
- Efekty. Czy korzystanie z aparatu słuchowego poprawiło jakość życia osoby niedosłyszącej?



Kwestonariusz APHAB

APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit) - kwestionariusz zamknięty, wypełniany samodzielnie przez pacjenta. Opracowany w 1995 roku jako narzędzie bardziej „przyjazne” w zastosowaniach klinicznych niż PHAB [6] [9]. Składa się z 24 elementów (twierdzeń) w czterech podkategoriach (po 6 twierdzeń na kategorię)



Kwestonariusz APHAB

- EC (Ease of Communication – zdolność komunikacji w ciszy (ZK), wysiłek związany z komunikacją w relatywnie łatwych warunkach odsłuchu)
- RV (Reverberation – zdolność komunikowania się w obecności echa (WY), opisuje rozumienie mowy w warunkach umiarkowanego pogłosu (moderately reverberation room))
- BN (Background Noise – zdolność komunikowania się w obecności szumu otoczenia (SO) opisuje rozumienie mowy w obecności wielu rozmówców lub innych konkurencyjnych, środowiskowych hałasów)
- AV (Aversiveness of Sounds – stopień akceptacji nieprzyjemnych dźwięków (NO), opisuje negatywne reakcje na dźwięki środowiskowe)



Kwestonariusz COSI

COSI (Client Oriented Scale of Improvement) – kwestonariusz otwarty, wypełniany samodzielnie przez pacjenta. Został opracowany w National Acoustic Laboratories (NAL) 1997, w Melbourne w Australii. Jest to otwarta skala, w której pacjent wskazuje do pięciu sytuacji akustycznych, w których oczekuje poprawy słyszenia. Pacjent wybiera do 5 sytuacji z listy 16. Celem jest wskazanie przez pacjenta pięciu specyficznych/indywidualnych/ściśle określonych sytuacji i informuje/raportuje o stopniu poprawy (o stopniu korzyści) uzyskanym w porównaniu do oczekiwanych dla populacji (innych słuchaczy) w podobnych (porównywalnych) sytuacjach akustycznych (dźwiękowych



Kwestonariusz COSI

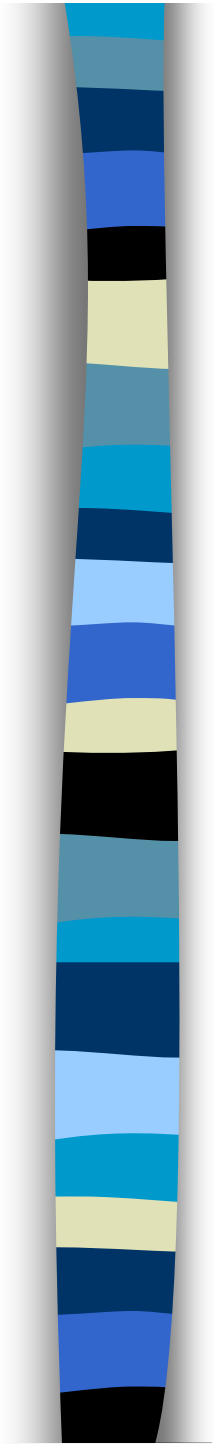
Ocena aparatu słuchowego przebiega na dwóch etapach.

Na pierwszym etapie osoba niedosłysząca deklaruje/identyfikuje pięć sytuacji akustycznych (środowisk akustycznych), które uznaje za najważniejsze (sytuacji, w których pacjent chciałby słyszeć/rozumieć lepiej).



Kwestonariusz COSI

Na drugim etapie, po dopasowaniu aparat słuchowego, osoba niedosłysząca określa stopień zmiany słyszenia w wybranych na etapie pierwszym sytuacjach akustycznych. W celu oceny stopnia zmiany ma do dyspozycji 5-stopniową skalę: „gorzej”, „bez zmian”, „trochę lepiej”, „lepiej” oraz „znacznie lepiej”. W tym samym czasie, dla tych samych wybranych przez siebie sytuacji akustycznych pacjent dokonuje oceny swojej zdolności słyszenia/rozumienia w tych sytuacjach. W tym przypadku korzysta się również z oceny opisowej („rzadko”, „okazjonalnie”, „w połowie przypadków”, „w większości przypadków” oraz „prawie zawsze”) lub numerycznej (wyrażonej w %).



Demonstracja zdalnego dopasowania aparatów słuchowych



Dziękuję za uwagę