



Podręcznik użytkowania

Psychoakustyczne i fizjologiczne procedury testowe
diagnozujące wady słuchu. Przygotowanie naukowe,
metodologia, praktyczne użycie.

Senti & Sentiero

Producent

PATH MEDICAL GmbH

Landsberger Str. 65
D-82110 Germering,
Niemcy

Email		info@pathme.de
Telefon		+49 89 800 765 02
Fax		+49 89 800 765 03

Instrukcja

Numer artykułu: 100893-PL
Data wydania: 2024-09
Wersja: 06
Ważna od: Firmware Rev. 2.9, Mira PC Software Rev. 2.5

Wszystkie wymienione elementy, produkty, marki i znaki towarowe są zarejestrowane lub stanowią własność firmy Path Medical.

Wszystkie informacje, ilustracje i specyfikacje zawarte w tym podręczniku są oparte na najnowszych informacjach o produkcie, dostępnych w momencie publikacji. PATH MEDICAL zastrzega sobie prawo do wprowadzania zmian w dowolnym momencie bez powiadomienia.

Najnowsza wersja poniższego "Podręcznika użytkownika" jest dostępna w Internecie pod adresem: www.pathme.de/support/download.

Nie ponosimy odpowiedzialności za błędy lub pomyłki w druku.

Informacja o prawach autorskich

Żadna część niniejszej instrukcji nie może być powielana, tłumaczona, przechowywana lub przesyłana w jakiegokolwiek formie lub za pomocą jakichkolwiek środków elektronicznych, mechanicznych, fotokopii, nagrywania lub w inny sposób, bez uprzedniej pisemnej zgody PATH MEDICAL GmbH.

Prawa autorskie do wspomnianej literatury należą do autorów. Proszę odnieść się do listy referencyjnej literatury.

Copyright © 2024 PATH MEDICAL GmbH



Spis treści:

1.	Wprowadzenie	4
2.	Przegląd dostępnych metod diagnostycznych	5
3.	Metodologia, praktyczne zastosowanie, podstawy naukowe	11
3.1	Procedury psychoakustyczne	13
3.1.1	Audiometria tonalna (PTA)	14
3.1.2	Tinnitus-Matcher	20
3.1.3	Graficzny interaktywny test wielokrotnego wyboru (MAGIC)	23
3.1.4	Testy zrozumiałości mowy – zarys ogólny	28
3.1.5	Rozumienie mowy w szumie (SUN)	29
3.1.6	Audiometryczny test dla dzieci Mainzer (MATCH)	32
3.1.7	Uniwersalny test mowy (UST)	39
3.1.8	Test mowy z CD	44
3.1.9	Test mowy żywej	46
3.1.10	Monachijski test przesiewowy do oceny zaburzeń przetwarzania słuchowego (MAUS)	49
3.1.11	Bochumski test słuchowy dyskryminacji słownej (BASD)	53
3.1.12	Kwestionariusz oceny słuchu dla osób starszych (HHIE-S)	59
3.2	Fizjologiczne procedury testowe	61
3.2.1	Emisje otoakustyczne / otoemisje akustyczne – zarys ogólny	62
3.2.2	Spontaniczne emisje otoakustyczne (SOAEs)	70
3.2.3	Transjentowe wywołane emisje otoakustyczne (TEOAE)	72
3.2.4	Emisje produktów zniekształceń nieliniowych (DPOAE)	78
3.2.5	Słuchowe potencjały wywołane – zarys ogólny	94
3.2.6	Słuchowe potencjały wywołane z pnia mózgu (ABR)	98
3.2.7	Słuchowe potencjały stanu ustalonego (ASSR)	118
3.2.8	Elektrokochleografia (ECochG)	127
3.2.9	Miogenne przedsionkowe potencjały wywołane (VEMP)	130
3.2.10	Audiometria impedancyjna – zarys ogólny	144
3.2.11	Tympanometria	149
3.2.12	Testy odruchu strzemiączkowego	157
3.2.13	Testy drożności trąbki Eustachiusza	164

1. Wprowadzenie

Urządzenia Senti i Sentiero to niezależne, przenośne urządzenia medyczne, zaprojektowane do łatwej obsługi i szczegółowej oceny ubytku słuchu na różnych piętrach drogi słuchowej u niemowląt, dzieci i dorosłych. Urządzenia można wyposażać w różne przetworniki (słuchawki/głośniki) służące do stymulacji drogi słuchowej oraz różne typy elektrod służące do rejestracji odpowiedzi potencjałów wywołanych na powierzchni czaszki. Ekran dotykowy umożliwia zarządzanie danymi Pacjenta, ustawianie parametrów, kontrolę procedur pomiarowych i wizualizację wyników. Dane mogą być przesyłane do komputera w celu dalszej analizy.

Wszystkie urządzenia są modułowe, dzięki czemu można dowolnie łączyć podzespoły pomiarowe dedykowane dla dostępnych metod diagnostycznych. Niektóre metody wymienione w tym podręczniku mogą nie być dostępne na Twoim urządzeniu, ponieważ dostępność modułów testowych zależy od rodzaju urządzenia (Senti, Senti Desktop, Sentiero Advanced i Sentiero Desktop) oraz posiadanej licencji na urządzenie. Jeśli chcesz uaktualnić licencję albo dodać więcej modułów testowych, skontaktuj się z dystrybutorem. Zrzuty ekranu przedstawiono jako przykłady i mogą odbiegać od modułów w urządzeniu.

Celem tego podręcznika jest zapoznanie użytkownika ze wszystkimi metodami dostępnymi w urządzeniach Senti i Sentiero. W rozdziale [2: Przegląd dostępnych metod diagnostycznych](#) są one krótko opisane wraz z zastosowaniem klinicznym oraz przedstawieniem typów urządzeń dla których odpowiedni moduł jest dostępny. Informacje na temat ogólnych aspektów technicznych poszczególnych metod, w tym podstawy naukowej i jej praktycznego zastosowania objaśniono w Rozdziale [3: Metodologia, praktyczne zastosowanie, podstawy naukowe](#).

Instrukcja obsługi dostarcza informacji na temat urządzeń Senti i Sentiero z perspektywy codziennego użytkowania. Nie zastępuje **podręcznika użytkownika Senti i Sentiero** dostarczanego wraz z urządzeniem i opisującego główną funkcję urządzenia w wersji skróconej. Aby uzyskać ogólne informacje na temat obsługi i funkcji urządzenia, jego przeznaczenia, serwisu i konserwacji, czyszczenia, akcesoriów, gwarancji, wskazówek dotyczących bezpieczeństwa, specyfikacji technicznych i kompatybilności elektromagnetycznej, zapoznaj się z Instrukcjami użytkownika Senti i Sentiero. Informacje na temat danych technicznych i dostępne parametry modułu testowego znajdują się w **Specyfikacjach technicznych Senti i Sentiero**. Dodatkowe informacje o urządzeniu i jego modułach testowych można znaleźć w **witrynie internetowej PATH Medical**. Sekcja zawiera publikacje naukowe, samouczki dotyczące urządzeń, szybkie przewodniki i filmy instruktażowe dla danego urządzenia.

PATH Medical zadbał o to, aby treść i opisy w podręczniku „*Instrukcja użytkowania*” były poprawne. Treści zostały zebrane i sprawdzone przez specjalistów i ekspertów w tej dziedzinie. Wybrano literaturę, aby umożliwić czytelnikowi bardziej szczegółowe zapoznanie się z podstawowymi metodami stosowanymi w Senti i Sentiero. PATH Medical nie ponosi odpowiedzialności wynikającej z (niewłaściwej) interpretacji lub (niewłaściwego) zastosowania niniejszej *Instrukcji obsługi* oraz podanych w niej odniesień.

Należy pamiętać, że ten *podręcznik* jest przeznaczony dla personelu wykwalifikowanego audiologicznie i nie zastępuje odpowiedniego szkolenia i kwalifikacji.

2. Przegląd dostępnych metod diagnostycznych

W Tabeli 1 przedstawiono wszystkie moduły testowe dostępne na urządzeniach Senti i Sentiero (w tym Senti [model SIH100097], Senti Desktop [model SID100419, SID100433], Sentiero [model SOH100098, SOH100360] i Sentiero Desktop [model SOD100497]) oraz opisano ich typowe zastosowanie kliniczne. Proszę zapoznać się z instrukcją obsługi Senti i Sentiero, aby dowiedzieć się o określonym przeznaczeniu platformy i ewentualnych przeciwwskazaniach w użytkowaniu.

Moduł testowy	Krótki opis / Zastosowanie kliniczne	Urządzenie
AUDIOMETRIA TONALNA		
PTA Audiometria tonalna	Audiometria tonalna zgodna z IEC 60645-1, zawierająca badanie przesiewowe, tryb diagnostyczny z uwzględnieniem maskowania ucha niebadanego, audiometrię wysokich częstotliwości do 16 kHz i automatyczne procedury wykrywania progów, zarówno dla przew. powietrznego jak i kostnego.	Wszystkie
	Specyficzne częstotliwościowo wyznaczenie progów słuchowych u Pacjentów współpracujących/kooperatywnych, w ramach diagnostyki audiologicznej i medycynie pracy.	
Tinnitus-Matcher	Moduł realizowany w oparciu o audiometrię tonalną, umożliwiający dopasowanie częstotliwości i natężenia dźwięku słyszalnego jako szum uszny (dedykowany dla współpracujących Pacjentów)	Wszystkie
MAGIC Interaktywny test graficzny wielokrotnego wyboru	Samodzielna i wspomagana wzrokowo audiometria tonalna, zawierająca stymulację na przewodnictwo powietrzne i kostne: - <i>MAGIC skryning</i>: tryb przesiewowy ze stałymi zdefiniowanymi przez użytkownika poziomami bodźca, - <i>MAGIC audio</i>: tryb progowy z automatycznie kontrolowanymi poziomami bodźca.	Wszystkie
	Specyficzne częstotliwościowo wyznaczenie progów słuchowych u Pacjentów współpracujących/kooperatywnych (szczególnie u dzieci w wieku przedszkolnym i szkolnym).	
AUDIOMETRIA MOWY		
SUN Zrozumienie mowy w szumie	Samodzielna audiometria mowy z logatomami i szumem ipsilateralnym: - <i>SUN predefiniowany</i>: tryb przesiewowy z ustalonym, zdefiniowanym przez użytkownika poziomem mowy, - <i>SUN adaptacyjny</i>: tryb progowy z automatycznie kontrolowanymi poziomami mowy.	Wszystkie
	Określenie zrozumiałości mowy w szumie w zakresie skryningowym (zwłaszcza u osób starszych; <i>SUN Predefiniowany</i>) i diagnostycznym (<i>SUN Adaptacyjny</i>).	

Moduł testowy	Krótki opis / Zastosowanie kliniczne	Urządzenie
MATCH Mainzer Audiometryczny test Dla Dzieci	Samodzielna obrazowa audiometria mowy z realistycznymi słowami: - <i>MATCH predefiniowany</i>: ustalony poziom mowy zdefiniowany przez użytkownika, - <i>MATCH adaptacyjny</i>: tryb progowy z automatycznie kontrolowanymi poziomami mowy. Oznaczanie zrozumiałości mowy w ciszy i szumie u osób kooperatywnych. Słowa i obrazy są zoptymalizowane dla 2-letnich dzieci.	Wszystkie
UST Uniwersalny test słowny np. Freiburger (niemiecki), dr. Tato(hiszpański), NU-6 (angielski), CID W-22 (angielski), PBK-50 (angielski), MarylandCNC (angielski), Motsfrançais CAD (Francuski)	Audiometria słowna (np. wyrazy monosylabiczne, liczby) z opcjonalnym szumem ipsilateralnym lub kontrlateralnym. Moduł testowy jest dostępny dla różnych list słownych. Uwaga: Istnieją adaptacje toku działania, aby dopasować go do typowego badania mowy Określenie zrozumiałości mowy w ciszy i w szumie u osób współpracujących w ramach diagnostyki audiologicznej. Docelowa grupa wiekowa zależy od materiału zawartego w teście słownym.	Wszystkie ¹
Speech CD Player np. NVA (holenderski)	Audiometria słowna (np. wyrazy monosylabiczne, liczby) odtwarzana w sposób ciągły na odtwarzaczu CD, z opcjonalnym szumem ipsilateralnym lub kontralateralnym. Uwaga: Istnieją adaptacje toku działania, aby dopasować go do typowego badania mowy Określenie zrozumiałości mowy w ciszy i w szumie u osób współpracujących w ramach diagnostyki audiologicznej. Docelowa grupa wiekowa zależy od materiału zawartego w teście słownym.	Wszystkie ¹
Live Speech	Audiometria słowna z mową żywą w zakresie oceny progu wykrywania mowy, progu rozpoznawania mowy i rozpoznawaniem/rozróżnianiem słów. Określenie progów wykrywania mowy oraz progów zrozumiałości słów i mowy w ciszy.	Wszystkie
INNE SUBIEKTYWNE TESTY AUDIOMETRII		
MAUS Monachijski test przesiewowy słuchu dla zaburzeń przetwarzania	Test oparty na rozumieniu mowy w kontekście identyfikacji i różnicowania sekwencji sylaby, fonemów oraz słów w szumie. Badanie przesiewowe w kierunku zaburzeń przetwarzania słuchowego (APD) u Pacjentów współpracujących (zwłaszcza dzieci w wieku od 6-11 lat).	Wszystkie ¹
	Bateria testów służących do oceny dyskryminacji słuchowej z wyróżnieniem dyskryminacji spółgłosek,	Wszystkie

Moduł testowy	Krótki opis / Zastosowanie kliniczne	Urządzenie
BASD Test dyskryminacji Bochum	wysokorozdzielczościowej oceny zmian częstotliwości, poziomu, czasu trwania i modulacji amplitudowej sygnału (przy monoauralnej i binauralnej, dychotycznej i interauralnej prezentacji bodźca).	
	Diagnostyka przetwarzania słuchowego (APD) i zaburzeń rozwoju mowy u Pacjentów współpracujących.	
HHIE-S Hearing Handicap Inventory for the Elderly-Screening	Kwestionariusz dot. ograniczeń aktywności osób starszych, ograniczeń uczestnictwa w życiu codziennym oraz powiązanych z tym uczuć i emocji.	Wszystkie
	Subiektywna ocena stanu słuchu u osób dorosłych współpracujących w badaniach przesiewowych.	

Moduł testowy	Krótki opis / Zastosowanie kliniczne	Urządzenie
EMISJE OTOAKUSTYCZNE		
SOAE spontaniczne emisje otoakustyczne (otoemisje akustyczne)	Rejestrowanie spontanicznych emisji otoakustycznych możliwe jest w zakresie 0.4 – 9.6 kHz 0.4 to 9.6 kHz.	Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497]
	Wizualizacja stanu zewnętrznych komórek słuchowych we wszystkich grupach wiekowych.	
TEOAE Transjentowe emisje otoakustyczne (otoemisje akustyczne)	Obiektywny test sprawdza funkcjonalność zewnętrznych komórek rzęsatych w zakresie od 0,7 – 4KHz (w całym zakresie częstotliwości lub w pięciu pasmach częstotliwości) przy stymulacji krótkotrwałym bodźcem szerokopasmowym oraz statystycznej detekcji odpowiedzi: - <i>TEOAE Szybki</i> : kryterium stałego zatrzymania, - <i>TEOAE Diagnostyczny</i> : kryterium zatrzymania zdefiniowane przez użytkownika w różnych pasmach częstotliwości.	Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497]
	Ocena stanu funkcjonalności zewnętrznych komórek rzęsatych u osób we wszystkich grupach wiekowych (zwłaszcza u noworodków i niemowląt) w ramach badań przesiewowych i diagnostyki audiologicznej.	
DPOAE Emisje otoakustyczne (otoemisje akustyczne) produktów zniekształceń nieliniowych	Obiektywny test sprawdzający funkcjonalność zewnętrznych komórek rzęsatych w zakresie określonych częstotliwości, za pomocą dwóch bodźców sinusoidalnych nakładających się na błonie podstawnej oraz statystycznego wykrywania odpowiedzi: - <i>DPOAE Szybki</i> : pojedynczy poziom bodźca ustalony przez użytkownika,	Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497]

Moduł testowy	Krótki opis / Zastosowanie kliniczne	Urządzenie
	- <i>DPOAE Diagnostyczny</i>: wiele stałych poziomów bodźców zdefiniowanych przez użytkownika, (Sentiero Desktop: opcjonalnie z kompensacją ciśnienia statycznego) - <i>DPOAE Threshold</i>: szacowanie progu z automatycznie kontrolowanymi poziomami bodźców, Dodatkowe funkcje opcjonalne: - <i>DPHIREs</i>: wybór częstotliwości zdefiniowany przez użytkownika (start, stop, wielkość kroku): umożliwia ocenę dokładnej struktury DPOAE; pomiar wielokanałowy: umożliwia jednoczesny test przy wielu częstotliwościach, - <i>FMDPOAE</i>: modulowana częstotliwościowo DPOAE, pozwala na zmniejszenie wpływu drugiej składowej DPOAE. Ocena stanu funkcjonalności zewnętrznych komórek rzęsatych u osób we wszystkich grupach wiekowych (zwłaszcza u noworodków i niemowląt) w ramach badań przesiewowych i diagnostyki audiologicznej, np.: diagnostyka kontrolna w programie przesiewowych badań słuchu noworodków, potwierdzenie ślimakowych ubytków słuchu, topodiagnostyczna lokalizacja ubytków słuchu, wczesna diagnostyka uszkodzenia ślimaka podczas nadmiernej ekspozycji na hałas lub podawanie leków ototoksycznych; określanie progów słyszalności specyficznych dla częstotliwości (<i>DPOAE Threshold</i>).	
POTENCJAŁY WYWOŁANE		
ABR Potencjały słuchowe wywołane z pnia mózgu	Obiektywny test służący do oceny funkcji ślimaka i przewodnictwa neurytycznego w nerwie słuchowym, przy użyciu różnych krótkotrwałych bodźców: - <i>Szybki ABR</i>: jeden ustalony przez użytkownika poziom bodźca, statystyczna ocena występowania fali V, - <i>ABR</i>: wiele zdefiniowanych przez użytkownika poziomów i rodzajów bodźców (Click, Chirp), stymulacja na drodze przewodnictwa powietrznego i kostnego, maskowanie ucha przeciwne, statystyczna detekcja fali V, Dodatkowe funkcje opcjonalne: - <i>ABR-FS</i>: nisko- / średnio- / wysokoczęstotliwościowy chirp oraz ton-burst, - <i>ABR-BIN</i>: pomiar obuuszny. Ocena drogi słuchowej aż do poziomu pnia mózgu u osób ze wszystkich grup wiekowych dla celów audiologicznych: np. diagnostyka kontrolna po przesiewowych badaniach słuchu noworodków, diagnostyka neurologiczna, topodiagnostyka słuchu, obiektywne określenie progów słuchu.	Sentiero [SOH100360]
E-ABR	Obiektywny test służący do oceny funkcji ślimaka i przewodnictwa neurytycznego w nerwie słuchowym, przy za pomocą rejestrowania elektrycznie wywołanych potencjałów wyzwalanych przez system implantu	Sentiero [SOH100360]

Moduł testowy	Krótki opis / Zastosowanie kliniczne	Urządzenie
Elektrycznie wywołane potencjały słuchowe z pnia mózgu	ślimakowego (dostarczony przez producenta implantu ślimakowego).	
	Ocena drogi słuchowej aż do poziomu pnia mózgu, u osób w każdym wieku, zaopatrzonych w system implantu ślimakowego.	
ECochG Elektrokochleografia	Obiektywny test sprawdzający procesy zachodzące w ślimaku i nerwie słuchowym, wykonywany przy użyciu krótkotrwałych bodźców typu Klik i statystycznej detekcji odpowiedzi.	Sentiero [SOH100360]
	Ocena drogi słuchowej na poziomie ślimaka, w tym potencjałów sumacyjnych (SP), potencjał czynnościowy (AP) i mikrofonicznych ślimaka (CM) u osób we wszystkich grupach wiekowych dla celów audiologicznych.	
ASSR Słuchowe potencjały stanu ustalonego	Obiektywny test służący sprawdzeniu funkcji ślimaka i nerwu słuchowego przy użyciu specyficznych częstotliwościowo bodźców typu Chirp (zgodnie z teorią fali biegnącej w ślimaku), 40/80 Hz i mieszana częstotliwość bodźców, badanie wielokanałowe, maskowanie ucha przeciwnego i statystyczne wykrywanie odpowiedzi: - ASSR Fixed: ustalone i zdef. przez użytkownika poziomy bodźca, - ASSR Threshold: szacowanie progu słyszenia z automatycznie kontrolowanymi poziomami bodźców.	Sentiero [SOH100360]
	Ocena drogi słuchowej aż do poziomu pnia mózgu (80 Hz) i regionów podkorowych (40 Hz) u osób we wszystkich grupach wiekowych dla celów audiologicznych: np. diag. kontrolna po przesiewowych badaniach słuchu noworodków, diagnostyka neurologiczna, topodiagnostyka uszkodzeń słuchu, specyficzne częstotliwościowo określenie progów słyszenia.	
MIOGENNE PRZEDSIONKOWE POTENCJAŁY WYWOŁANE		
VEMP Vestibular Evoked Myogenic Potentials	Obiektywny test, służący ocenie narządu przedsionkowego wykorzystujący bodźce akustyczne. Możliwe do zdefiniowania przez użytkownika w zakresie poziomu natężenia bodźca, rodzaju bodźca (click, chirp), typu przewodnictwa bodźca (przewodnictwo powietrzne lub kostne). Potencjały miogenne mogą być rejestrowane z mięśnia mostkowo-obończykowo-sutkowego (SCM - sternocleidomastoid muscle; cervical VEMP / cVEMP) lub z mięśnia skośnego dolnego oka (IO - ocular muscle (ocular VEMP / oVEMP).	Sentiero [SOH100360]
	Określanie stanu narządu przedsionkowego z włączeniem oceny woreczka i łagiewki, szczególnie w przypadku diagnostyki różnicowej ch.Meniere’a, zapalenia nerwu przedsionkowego, nerwiaka przedsionkowego (Schwannoma nerwu przedsionkowo-ślimakowego;	

Moduł testowy	Krótki opis / Zastosowanie kliniczne	Urządzenie
	nerwiak osłonkowy), stwardnienia rozsianego, otosklerozy lub przetoki kanału półkolistego górnego.	
TESTY UCHA ŚRODKOWEGO		
Tympanometria	Obiektywny test do pomiaru impedancji ucha środkowego w zależności od ciśnienia statycznego (+/-) w zewnętrznym przewodzie słuchowym.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Określenie stanu ucha środkowego u osób we wszystkich grupach wiekowych dla celów audiologicznych: np. wykrywanie patologii ucha środkowego, tj. zapalenie ucha środkowego, wysięk w uchu środkowym, perforacja błony bębenkowej, dysfunkcja kosteczek słuchowych, dysfunkcja trąbki słuchowej, otoskleroza, tympanoskleroza czy zablokowania przewodu słuchowego.	
Pomiar progu odruchu strzemiączkowego	Obiektywny test do pomiaru akustycznie wywołanego odruchu strzemiączkowego, ipsilateralnego i kontralateralnego; wywoływane bodźcem szumowym lub tonami o różnych częstotliwościach i poziomie głośności: - Tryb automatyczny (po wykonaniu tympanometrii), - Tryb ręczny.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Określenie progów odruchu akustycznego u osób we wszystkich grupach wiekowych dla celów audiologicznych: np. diagnostyka topologiczna i wykrywanie patologii ucha środkowego (np. otoskleroza) lub patologii nerwowych (np. dysfunkcja nerwu twarzowego).	
Test zaniku odruchu strzemiączkowego	Obiektywny test do pomiaru zaniku odruchów strzemiączkowych na drodze ipsilateralnej, wywoływane bodźcem szumowym lub tonami o różnych częstotliwościach i poziomie głośności.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Określenie zaniku odruchu akustycznego u osób we wszystkich grupach wiekowych dla celów audiologicznych, np. wykrywanie patologii pozaślimakowych.	
ETF Testy funkcji trąbki Eustachiusza	Obiektywne badania oparte na audiometrii impedancyjnej z uwzględnieniem testu na nieperforowanej błonie bębenkowej, perforowanej błonie bębenkowej i patologiach trąbki słuchowej.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Określenie funkcji trąbki Eustachiusza w różnych war. test. (nieperforowana błona bębenkowa, perforowana błona bębenkowa, patologiczna trąbka Eustachiusza).	

¹dostępne tylko dla urządzeń Senti [model SIH100097] i Sentiero [model SIH100098] z rozszerzoną pamięcią (np. PCB rev. ≥ 67)

Tabela 1: Przegląd metod testowych dostępnych na urządzeniach Senti i Sentiero

3. Metodologia, praktyczne zastosowanie, podstawy naukowe

Poniżej przedstawiono opis metodologii i praktyczny przewodnik po metodach stosowanych w urządzeniach Senti i Sentiero. Obejmuje to konwencjonalną audiometrię tonalną (PTA lub Audio), audiometrię tonalną wspieraną bodźcami wzrokowymi (MAGIC), testy słowne (np. SUN, MATCH) i inne psychoakustyczne metody testowe (np. MAUS, BASD). Fizjologiczne metody badań obejmują otoemisje akustyczne (OAE), słuchowe potencjały wywołane z pnia mózgu (ABR), elektrokocholeografię (ECoG), słuchowe potencjały stanu ustalonego (ASSR) i testy ucha środkowego (np. tympanometria, odruchy akustyczne, testy funkcji trąbki Eustachiusza). Wysoce zaawansowane mechanizmy generowania OAE, ABR i ASSR, rejestrowania, odtwarzania, ustawień parametrów bodźców i zastosowań klinicznych zostały szczegółowo opisane. W szczególności omówiono związek między tymi badaniami, a behawioralnego progami słuchu uzyskanymi dla czystego tonu. Dodatkowo podano przykłady przypadków klinicznych. Lista odniesień naukowych zalecanych do dalszego zgłębienia została również dołączona do każdego modułu.

Szczegółowe informacje techniczne, np. dostępne przetworniki, maksymalne poziomy bodźca i inne szczegóły techniczne są przedstawione dla każdego modułu w oddzielnym dokumencie specyfikacji technicznej, dostępnym do pobrania ze strony www.pathme.de/support/. Więcej informacji na temat dostępnych parametrów poszczególnych modułów testowych można znaleźć w dziale pomocy online.

Zasadniczo zaleca się przeprowadzenie wszystkich testów w akustycznie izolowanej kabinie lub w oddzielnym cichym pomieszczeniu (zwłaszcza przy prezentowaniu bodźców o niskim poziomie ciśnienia akustycznego). W przypadku korzystania z sond dousznych lub wkładanych słuchawek, przetwornik musi być dobrze umieszczony. Prawidłowe zamknięcie przewodu słuchowego przez końcówkę ucha zmniejsza wpływ dźwięków zewnętrznych.

W przypadku pomiarów AEP należy zastosować ekranowaną elektromagnetycznie kabinę. Ekranowane przewody elektrod również zmniejszają wpływ szumu elektromagnetycznego. Ponadto zaleca się, aby przewody elektrod pomiarowych trzymać blisko ciała Pacjenta i ostrożnie oddzielić od przewodów sygnałowych przetwornika (słuchawek).

Należy zadbać, aby sondy lub słuchawki douszne nie były zablokowane przez woskowinę. Nie należy stosować sond lub słuchawek dousznych w przypadku zapalenia ucha zewnętrznego lub w przypadku, gdy zewnętrzny przewód słuchowy jest zaczopowany woskowiną. Przed jakimkolwiek testem zaleca się wykonanie otoskopii w celu ustalenia czy nie występuje niedrożność przewodu słuchowego lub wyeliminowania jakiegokolwiek innego widocznego zaburzenia ucha środkowego (np. perforowanej błony bębenkowej). Również deformacja przewodu słuchowego może pogorszyć transmisję dźwięku, a tym samym pogorszyć wyniki testów.

Zaleca się przeprowadzenie jak największej liczby testów audiologicznych, aby uzyskać pełny przegląd drogi słuchowej, zwłaszcza jeśli istnieją wątpliwości co do prawidłowego stanu słuchu lub istnieją jakiejkolwiek niespójności lub rozbieżności. Wykwalifikowany personel musi zdecydować, które testy są odpowiednie, biorąc pod uwagę wiek, kooperatywność, historię kliniczną i wywiad medyczny z badanym Pacjentem. Należy pamiętać, że wskazówki interpretacyjne i zalecane ustawienia parametrów są zawarte w niniejszej instrukcji obsługi wyłącznie w celach informacyjnych i nie dają żadnych

wskazówek dotyczących diagnozy. Analiza wyników i ustalanie parametrów testowych, w zależności od indywidualnych okoliczności, należy do wykwalifikowanego personelu medycznego.

3.1 Procedury psychoakustyczne

Testy psychoakustyczne obejmują audiometrię tonalną, audiometrię mowy i inne testy behawioralne, które wymagają informacji zwrotnej od Pacjenta.

Dla wszystkich testów psychoakustycznych niezbędna jest zdolność do współpracy, chęć i koncentracja uwagi badanego Pacjenta. Przed wykonaniem jakiegokolwiek testu psychoakustycznego, Pacjent musi zostać poinformowany o jego przebiegu i pouczony o stawianym przed nim zadaniu. Osoba wykonująca badanie musi upewnić się, że badany zrozumiał zadanie i jest w stanie je wiarygodnie wykonać. Przetworniki (słuchawki) należy umieszczać na uszach Pacjenta zawsze dopiero po wydaniu instrukcji, aby nie zmniejszać poziomu słyszenia ze względu na tłumienie dźwięku przez obudowy słuchawek.

Dla wiarygodności wyników testu równie istotne jest ograniczenie hałasu otoczenia, ponieważ czułość i sprawność słuchu może być istotnie zmniejszona przez wysoki poziom dźwięków zewnętrznych.

Należy również pamiętać, że dla uzyskania wiarygodnego wyniku niezmiernie ważne jest prawidłowe umieszczenie i kalibracja przetwornika. Nieprawidłowe umieszczenie przetwornika lub użycie nieprawidłowo skalibrowanego przetwornika może zafałszować wynik. Zmiana pozycji słuchawki w górę lub w dół względem osi przewodu słuchowego zewnętrznego, jak również nieszczelne założenie słuchawek może spowodować niewłaściwe wyniki, szczególnie istotnie objawiające się obniżeniem progów słuchowych przy wysokich częstotliwościach.

3.1.1 Audiometria tonalna (PTA)

METODOLOGIA

PTA jest najczęściej stosowaną metodą psychoakustyczną testowania zdolności Pacjenta do słyszenia różnych częstotliwości dźwięku. PTA jest kluczowym badaniem słuchu służącym do oceny progów słyszenia, na drodze przewodnictwa powietrznego (AC) i przewodnictwa kostnego (BC), umożliwiającących określenie stopnia i rodzaju (przewodzeniowego lub czuciowo-nerwowego) ubytku słuchu. Progi słyszenia zwykle wskazują najdelikatniejszy dźwięk słyszalny dla danej osoby. Bodźce AC mogą być dostarczane przez słuchawki nauszne, słuchawki douszne lub głośniki. Bodźce BC mogą być dostarczane przez elektromechaniczny przetwornik kostny, który jest umieszczony na czole lub wyrostku sutkowatym badanej osoby. Jeśli wynik badania wskazuje na lepszy słuch dla przewodnictwa kostnego niż dla przewodnictwa powietrznego (rezerwa ślimakowa), prawdopodobnie mamy do czynienia z przewodzeniowym ubytkiem słuchu. Jeśli próg przewodnictwa powietrznego i kostnego wykracza poza normatywny zakres, prawdopodobnie u Pacjenta występuje zaburzenie czuciowo-nerwowe (ślimakowe lub pozaślimakowe). PTA może mieć zastosowanie do oceny stanu słuchu u Pacjentów współpracujących, którzy są w stanie wiarygodnie współpracować podczas badania. Aby odróżnić wykryty zmysłowo-nerwowy ubytek słuchu, można wykonać pomiary nadprogowe (np. Fowler, Carhart, skalowanie głośności). Obecne emisje akustyczne (OAE) i słuchowe potencjały wywołane (AEP) mogą być wykorzystane do dalszej topodiagnostyki. Należy pamiętać, że dla osób, które nie mogą wiarygodnie wykonać testu lub nie są w stanie reagować na dźwięk w sposób odpowiedni, aby uzyskać informacje dotyczące utraty słuchu specyficzne dla danej częstotliwości, zaleca się pomiary wartości DPOAE lub ASSR.

Procedura testowa powinna zostać przeprowadzona przez specjalistę, który kontroluje test i który ocenia wiarygodność odpowiedzi badanego Pacjenta. Słuch zwykle jest testowany na częstotliwościach oktaowych w zakresie od niskich (125-250 Hz) do wysokich (6-8 kHz). Typowa procedura testowa ("motylkowa") rozpoczyna się od 1 kHz, przechodzi w górę do wyższych częstotliwości, wraca do 1 kHz (ponowne sprawdzenie) i przesuwają się w dół do niższych częstotliwości. Należy podkreślić, że audiometryczny zakres częstotliwości jest tylko częścią całego ludzkiego zakresu słuchowego, który rozciąga się między 20 Hz i 20 kHz. Podstawową metodą PTA jest określenie progu słyszenia za pomocą czystego tonu, tj. utrzymywanie spadku poziomu ciśnienia akustycznego, aż osoba przestanie reagować (podnosząc rękę lub naciskając przycisk), a następnie zwiększając poziom ciśnienia akustycznego, aż osoba zacznie reagować ponownie (patrz ISO 8253-1).

W pewnych sytuacjach badani muszą być poddawani testowi w warunkach szumu maskującego na uchu nie testowym, aby zapobiec słyszeniu dźwięku przechodzącego ze strony stymulowanej na stronę nie stymulowaną. Próg słyszenia ucha testowanego mierzy się w momencie podawania szumu maskującego do ucha nie badanego. Progi uzyskane przy maskowaniu zapewniają dokładną reprezentację prawdziwego progu słyszenia w uchu testowanym. Tłumienie interauralne może spaść do 0 dB dla przewodnictwa kostnego, ponieważ kości czaszki są bardzo wydajne w przekazywaniu dźwięku. Dlatego zaleca się mierzenie progów przewodnictwa kostnego zawsze z szumem maskowania po stronie przeciwnej. W przypadku słuchawek nausznych tłumienie interauralne wynosi około 40 dB. Maskowanie powinno być stosowane, jeśli różnica w przewodnictwie powietrznym w jednym uchu i przewodnictwie kostnym w drugim uchu wynosi 40 dB lub więcej. W przypadku słuchawek wewnątrzusznych tłumienie interauralne mieści się w zakresie 55 dB, dzięki czemu użycie wkładanych słuchawek zmniejsza potrzebę maskowania. Dylemat maskowania pojawia się, gdy szum z

nietestowanego ucha przechodzi do ucha testowego i wpływa na wynik progu słyszenia w uchu badanym. W takim przypadku nie można uzyskać wiarygodnej wartości progowej. Zjawisko to na ogół występuje w przypadku przewodzeniowych ubytków słuchu, co najmniej w stopniu umiarkowanym.

Automatyczne badanie PTA ocenia progi słuchowe zgodnie z procedurami Békésy lub Hughson-Westlake. W przeciwieństwie do metody klasycznej, dla której badany może zmieniać poziom bodźca do momentu, aż będzie on słyszalny, w metodzie automatycznej Pacjent może kontrolować tylko kierunek, w którym zmienia się poziom bodźca. Osoba badana zwiększa i zmniejsza poziom bodźca wokół progu słyszenia w zależności od jego słyszalności (metoda śledzenia). Dostępne procedury pomiarowe odpowiadają algorytmom zaproponowanym w normie ISO 8253-1.

Badanie przesiewowe PTA sprawdza, czy poziomy progu słyszenia na różnych częstotliwościach są lepsze, równe lub gorsze od określonego poziomu referencyjnego. Bodziec o określonej częstotliwości i poziomie głośności dostarczany jest do ucha po uprzednim wybraniu go do badania przesiewowego. Pacjent przechodzi test przesiewowy według wcześniej określonych kryteriów, np. przejście następuje, gdy wszystkie bodźce są słyszane w każdym uchu. Badania przesiewowe na niektórych wybranych poziomach i częstotliwościach są zwykle szybsze niż mierzenie progów słyszenia przy użyciu klasycznych procedur PTA.

Dostępne są różne moduły PTA:

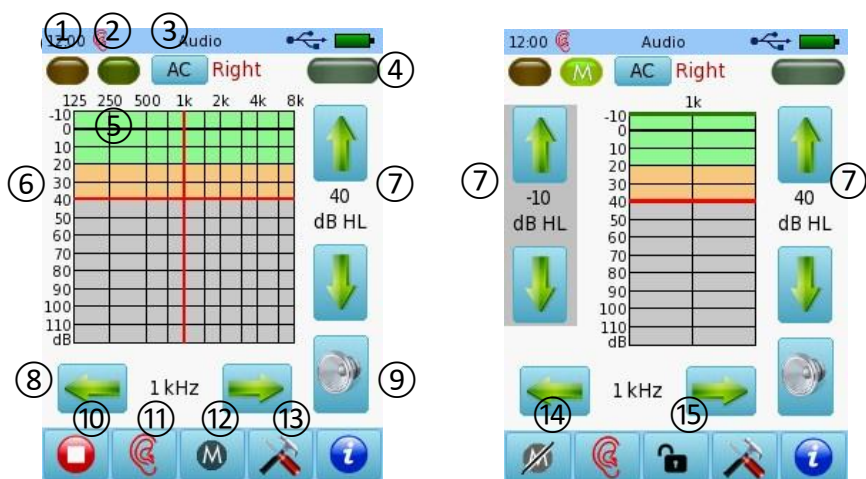
- **PTA 4** do oceny progów AC przy częstotliwościach tonalnych od 125 Hz do 6 kHz z poziomami bodźca od -10 do 70 dB HL, zgodnie z IEC 60645-1 klasa 4.
- **PTA 4 Advanced** do oceny progów AC przy częstotliwościach tonalnych od 125 Hz do 8 kHz z poziomami bodźca od -10 do 110 dB HL, zgodnie z IEC 60645-1 klasa 4 z rozszerzonym zakresem częstotliwości i poziomu bodźca.
- **PTA 3** do oceny progów AC i BC zgodnie z IEC 60645-1 klasa 3. Częstotliwości i poziomy są takie same jak dla PTA 4 Advanced. Ze względu na ograniczoną pojemność elektromechanicznego przetwornika kostnego, poziomy bodźca BC są niższe. Moduł zapewnia także opcję maskowania kontralateralnego, prezentację różnych typów bodźców (czysty ton, pulsujący, dźwięk przerywany) i automatycznych procedur wykrywania progów (Békésy, Hughson-Westlake).
- **PTA-HF** do oceny progów słuchowych przy wysokich częstotliwościach od 9 do 16 kHz. PTA-HF jest dostępny tylko dla określonych słuchawek, np. Sennheiser HDA 300.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz *Audio* z ekranu wyboru modułu. Wybierz ustawienie wstępne, którego chcesz użyć. W razie potrzeby zmień parametry (np. Protokół audiometrii). Jeśli wybrany jest tryb *Ekspert*, interfejs użytkownika pojawia się w sposób pokazany na Rys 1. Naciśnij przycisk ustawień ⑬ (tylko dla PTA3) aby wybrać przetwornik i jego położenie (AC, mastoid BC, czoło BC), wybierz typ bodźca (czysty ton, czysty ton pulsujący, dźwięk przerywany), przełącz na tryb niekomfortowej głośności (UCL), włącz automatyczne testowanie lub włącz dwustronny widok audiogramu (wykreśl dane z obu uszu na jednym wykresie audiogramu). Należy pamiętać, że można także przełączać przetworniki, naciskając przycisk AC ③, który przełącza się z AC na BC (mastoid) na BC-F (czoło), jeśli podłączony jest przetwornik AC i BC.

Dla niektórych Pacjentów jak (np. małe dzieci, osoby z szumem usznym) pulsujący czysty ton lub dźwięk przerywany może być bardziej interesujący niż ciągły czysty ton, a zatem może być korzystniejszy dla wiarygodności badania. W procedurze Békésy'ego wykorzystywane są bodźce impulsowe. W przypadku osób z tonalnym szumem usznym ton pulsujący o czystym tonie lub dźwięk przerywany może skuteczniej odróżnić bodziec od szumu w uszach. W razie potrzeby włącz tryb maskowania, naciskając przycisk *maskowania* ⑫ (patrz METODOLOGIA). Tryb maskowania można pozostawić, naciskając przycisk ⑭. Zanim przetwornik zostanie umiejscowiony i rozpocznie się test, Pacjent musi zostać poinstruowany o zadaniu. Pacjent powinien wskazać, czy słyszczyć ton, np. przez podniesienie ręki lub naciśnięcie przycisku odpowiedzi jeśli ton jest słyszalny oraz przez opuszczenie ręki lub zwolnienie przycisku odpowiedzi Pacjenta, jeśli nie słyszczyć dźwięku. W przypadku tonów pulsacyjnych, upewnij się, że badany rozumie, że reaguje na ton pulsacyjny jeden raz (tj. wskazuje tak długo, jak słyszalny jest sygnał pulsacyjny), a nie dla każdego pojedynczego impulsu stymulującego. Test nie jest przeznaczony do samodzielnego kontrolowania przez Pacjenta. Testy behawioralne muszą być w pełni kontrolowane przez specjalistę diagnostę. Testy automatyczne nie wymagają kontroli poziomu dB / częstotliwości przez diagnostę, ale mimo to powinny być nadzorowane przez wykwalifikowany personel.

Wybierz ucho testowe, naciskając przycisk ucha ⑪. Zostanie wyświetlone aktualnie aktywne ucho. Jeśli podłączone są głośniki lub włączony jest dwuuszny pomiar na urządzeniu, można również wybrać stymulację obuuszną. Wykonaj test ręczny lub automatyczny na wybranych częstotliwościach. Więcej informacji na temat typowego przebiegu pracy audiometrii tonalnej można znaleźć np. ISO 8253-1 i ASHA (2005). Podczas testów ręcznych można wybrać częstotliwość bodźca ⑧, poziom bodźca i/lub poziom maskowania ⑦ (w trybie maskowania, przyciski wyboru poziomu bodźca są zaznaczone szarym obszarem). Wybrane poziomy można odczytać z krzyżyków na audiogramie (czerwony: prawe ucho, niebieski: lewe ucho, czarne: obustronne, zielone: maskowanie) oraz z wartości między elementami selektora (na Rys 1: poziom bodźca: 40 dB HL, poziom maskera: -10 dB HL). W przypadku PTA-HF audiogram przesuwają się na wyższe częstotliwości podczas przesuwania krzyżyka powyżej 8 kHz. W trybie maskowania można kontrolować poziom bodźca i poziom maskowania lub oba poziomy zablokowane razem. Tryb zablokowany można włączyć, naciskając przycisk blokady ⑮. Przyciski poziomu bodźca można skonfigurować w Preferencjach urządzenia (strzałka w górę: obniżenie poziomu, strzałka w dół: zwiększenie poziomu lub odwrotnie). Bodziec może być prezentowany tak długo, jak wciśnięty jest przycisk głośnika ⑨. Jeśli bodziec jest odtwarzany, pomarańczowy wskaźnik ① jest włączony. Jeśli odtwarzany jest szum maskujący, zielony wskaźnik stanu ② jest włączony. Jeśli przycisk odpowiedzi Pacjenta zostanie naciśnięty, sygnalizuje to duży zielony wskaźnik stanu ③. Jeśli zostanie określony próg, ustaw symbol w miejscu czerwonego lub niebieskiego krzyżyka ⑥, naciskając na audiogram ⑤. Symbol można przełączyć z 'słyszanego' na 'niesłyszany', jak również można usunąć symbol. Test można zakończyć przyciskiem stop ⑩.



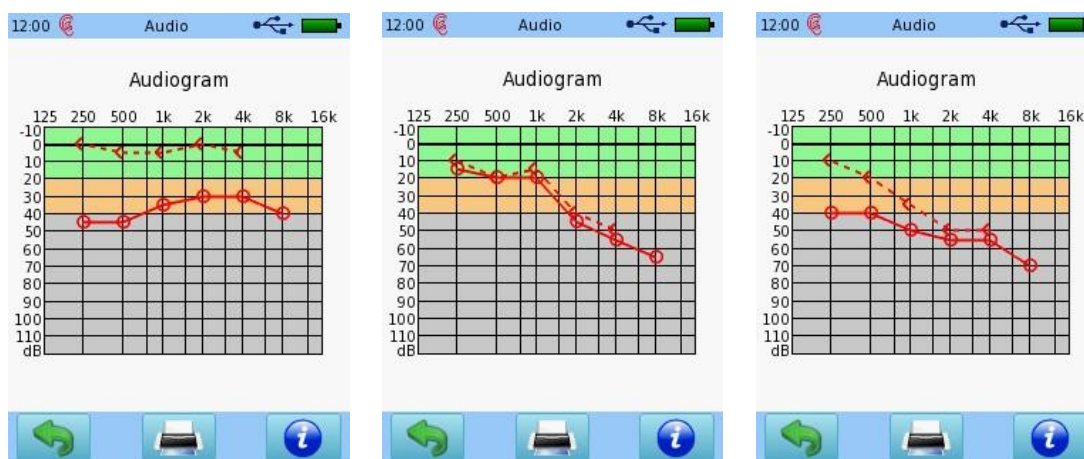
Rys 1: Przykłady wyników badań audiometrycznych (po lewej - przewodzeniowy ubytek słuchu; środkowy - odbiorczy ubytek słuchu; po prawej - mieszany ubytek słuchu z komponentami przewodzeniowymi i zmysłowo-nerwowymi)

Progi słyszenia są wykreślane na częstotliwościach testowych w formie audiogramu. Symbole prawego ucha są wykreślone na czerwono, symbole lewego ucha na niebiesko, a symbole obuuszne na czarno. Użyte symbole odnoszą się do ISO 8253-1, *Tabela 1*. Symbole BC mogą być wykreślane zgodnie z normą ISO 8253-1 lub odwrócone (np. w Niemczech). Symbol BC i brak symbolu odpowiedzi można skonfigurować w *Preferencjach audio*.

Audiogram jest podzielony na trzy kolorowe strefy: zielony (normalny słuch ≤ 20 dB HL), pomarańczowy (łagodny ubytek słuchu 20 do 40 dBHL) i szary (>40 dBHL co najmniej umiarkowany lub głęboki ubytek słuchu).

W celu interpretacji wyniku można wziąć pod uwagę następujące wskazówki (patrz Rys 2):

- **Przewodzeniowy ubytek słuchu:** Audiogram pokazuje normalne progi przewodnictwa kostnego, progi przewodzenia powietrza są gorsze niż normatywne o co najmniej 10 dB. Rezerwa ślimakowa (powietrzno-kostna) powstaje w wyniku tłumienia bodźców akustycznych na drodze przez ucho zewnętrzne i środkowe. Przewodzeniowy ubytek słuchu występuje zazwyczaj z powodu problemów z uchem zewnętrznym lub środkowym, w tym nieprawidłowości błony bębenkowej, niedrożności przewodu słuchowego (np. przez woskowinę), zapalenia ucha środkowego lub obecności płynu (np. wysiękowe zapalenie ucha środkowego), perforacji błony bębenkowej, ubytków kosteczek słuchowych, etc.
- **Niedosłuch odbiorczy:** Audiogram pokazuje progi przewodnictwa powietrznego i kostnego, które mieszczą się względem siebie w zakresie około 10 dB. Oba progi są wyższe niż 20 dBHL. Utrata słuchu typu czuciowo-nerwowego zwykle występuje z powodu uszkodzeń komórek czuciowych, nerwu słuchowego lub centralnych dróg słuchowych (presbycusis, utrata słuchu wywołana hałasem, choroba Menière'a, nerwiak, etc.).
- **Mieszany ubytek słuchu:** kombinacja przewodzeniowego i odbiorczego ubytku słuchu.



Rys 2: Przykłady wyników badań audiometrycznych (po lewej - przewodzeniowy ubytek słuchu; środkowy - odbiorczy ubytek słuchu; po prawej - mieszany ubytek słuchu z komponentami przewodzeniowymi i zmysłowo-nerwowymi)

Protokoły *Screen*, *Diagnostyczny* i *AutoAudio* zapewniają dostosowane interfejsy użytkownika, jak pokazano na Rys 3. Interfejsy użytkownika tych protokołów są w wielu częściach podobne do interfejsu użytkownika *Expert*. Poniżej wyjaśniono różnice. Interfejs użytkownika zawiera tabela wyników^① zamiast wykresu audiogramu. Tabela zawiera testowany poziom (słyszany) lub *NR* = *no response*/brak odpowiedzi (nie słyszany). Aktualnie aktywna kombinacja częstotliwości / poziomu bodźca jest podświetlona w tabeli wyników. Interfejs użytkownika *AutoAudio* zawiera przycisk *odtworzenia* ^③ zamiast przycisku głośnika, który umożliwia uruchomienie procedury automatycznego wykrywania progu. Odpowiedź Pacjenta, którą odczytuje się z przycisku odpowiedzi Pacjenta, wpływa na kierunek zmian poziomu bodźca. Jeśli próg zostanie wykryty przez automatyczny algorytm, jest on automatycznie ustawiany na wykresie audiogramu. We wszystkich tych protokołach nie ma możliwości *maskowania*. Zamiast tego w stopce bezpośredniego dostępu istnieje możliwość zmiany typu bodźca (czysty ton, czysty ton pulsujący, dźwięk ostrzegawczy) przez naciśnięcie przycisku *typu bodźca* ^②.



Rys 3: Moduł Audio - interfejsy użytkownika dla różnych protokołów (lewy – skryningowy; środkowy - diagnostyczny; prawy - Auto Audio)

LITERATURA

- American Speech-Language-Hearing Association (2005): Guidelines for manual pure-tone threshold audiometry, online: <http://www.asha.org/policy/GL2005-00014.htm>

- IEC 60645-1: Electroacoustics – Audiometric equipment – Part 1: Equipment for pure-tone audiometry
- ISO 8253-1: Acoustics – Audiometric test methods – Part 1: Pure-tone air and bone conduction audiometry

3.1.2 Tinnitus-Matcher

METODOLOGIA

Amerykańskie Towarzystwo Szumów Usznych (American Tinnitus Association) definiuje szum uszny (*tinnitus*) jako „fantomową percepcję dźwięku, gdy w rzeczywistości nie występuje bodziec zewnętrzny”. Szum uszny jest zwykle subiektywny, ponieważ słyszy go tylko osoba cierpiąca na to schorzenie. W rzadkich przypadkach może być obiektywny, gdy osoby postronne również go słyszą w obrębie głowy Pacjenta. Chociaż powszechnie określa się je jako „dzwonienie w uszach”, szum uszny może objawiać się wieloma różnymi sposobami postrzegania dźwięku, w tym brzęczeniem, syczeniem, gwizdaniem, szumieniem i klikaniem. W rzadkich przypadkach Pacjenci z szumami usznymi zgłaszają, że słyszą muzykę. Dźwięk może być wysoki lub niski i można go określić jako cichy lub głośny. Szum w uszach może być stały, permanentny lub przerywany i okresowy. Chociaż szumy uszne są stosunkowo rzadkie, w niektórych przypadkach korelują ze spontaniczną emisją otoakustyczną (SOAE).

Chociaż nie jest jeszcze znane lekarstwo na szumy uszne, Pacjentom można pomóc dokładniej określając charakter szumu i parametry audiogramu, aniżeli jest to realizowane w przypadku standardowej oceny audiometrycznej.

Szumy uszne są często spowodowane utratą słuchu lub innymi schorzeniami. Dlatego w przypadku osób cierpiących na szumy uszne, oprócz standardowej audiometrii tonalnej, przeprowadza się badanie porównawcze oceniające dopasowanie szumu do bodźców zewnętrznych. Badanie obejmuje klasyczną audiometrię tonalną i audiometrię mowy, badanie poziomu dyskomfortu związanego z głośnością, ocenę immitancji akustycznej (audiometrię impedancyjną) i badanie otoemisji akustycznej. Badanie oceniające charakter szumów usznych często przeprowadza się wraz z kwestionariuszami dotyczącymi szumów usznych, aby określić wpływ szumu w uszach na Pacjenta. Należy bowiem podkreślić, że fantomowa percepcja szumu usznego może negatywnie wpływać na jakość życia danej osoby.

„Dopasowywanie” i ocena charakteru szumów usznych polega na użyciu różnych tonów, szumów lub dźwięków złożonych w celu zidentyfikowania specyficznego postrzegania szumu usznego przez Pacjenta. Polega na dostosowaniu wysokości i głośności (częstotliwości i intensywności) sygnału, aby umożliwić Pacjentowi możliwie najbliższe określenie jego dopasowania do subiektywnego postrzegania słyszanego dźwięku (szumu usznego). Dopasowywanie szumów usznych ma na celu dostarczenie informacji przydatnych w ich leczeniu.

Dopasowanie głośności i wysokości dźwięku przeprowadza się po ocenie audiologicznej. Podobnie jak w przypadku standardowej audiometrii tonalnej, dopasowywanie wysokości dźwięku często rozpoczyna się od częstotliwości 1000 Hz i Pacjent jest proszony o określenie, czy jego szum uszny jest wyższy, czy niższy od prezentowanego sygnału. Celem jest określenie wysokości dźwięku z dokładnością do pół oktawy. Następnie, po dopasowaniu wysokości dźwięku, określa się próg słyszenia w tym zakresie oraz głośność szumu usznego. Zaleca się możliwie dokładne szacowane w krokach co 1 dB. Początkowe dopasowanie głośności należy rozpocząć od prezentowania sygnału na poziomie 10–20 dB SL, gdy występują normalne poziomy progu słyszenia, lub na poziomie 5–10 dB SL, gdy występuje ubytek słuchu. Do oceny dopasowania głośności i wysokości szumu usznego można zastosować czyste tony lub szumy wąskopasmowe.

Główne różnice między urządzeniem Tinnitus-Matcher a modulem PTA polegają na tym, że częstotliwości można ustawiać z dużą rozdzielczością sięgającą 0,1 Hz, a poziomy natężenia bodźca z

krokiem wynoszącym zaledwie 1 dB HL. Dodatkowo, niezależnie można stymulować prezentować bodźce do obojga uszu. Do bodźców wykorzystywanych w module Tinnitus-Macher zaliczają się, oprócz czystych tonów, tony pulsujące i modulowane oraz szum wąskopasmowy. Tinnitus-Matcher obsługuje tę same przetworniki przewodnictwa powietrznego, co PTA.

Innym często wykonywanym testem jest test „pomieszania oktaw” (Octave Confusion Test). Celem badania jest dokładne potwierdzenie oktawy szumu usznego Pacjenta, bowiem Pacjenci cierpiący na szumy uszne czasami mylą wysokość szumu usznego z tonem o oktawę wyższym lub niższym od percepowanego szumu. Badanie polega na prezentacji tonów o jedną oktawę powyżej i jedną poniżej częstotliwości wybranej przez Pacjenta podczas dopasowywania częstotliwości.

Oprócz dopasowania głośności i wysokości dźwięku, wykonuje się również badanie minimalnego poziom maskowania (MML) które sprawdza, przy jakim natężeniu maskera szumy uszne są niesłyszalne. W badaniach naukowych stwierdzono korelację pomiędzy MML a skutecznością leczenia szumów usznych polegającą na tym, że gdy nastąpiła w leczeniu szumów usznych, występowało również zmniejszenie MML (Jostreboff, Hazell i Graham, 1994). Donoszono również, że w przypadku stosowania maskowania szumów usznych jako metody leczenia, jeśli MML jest mniejsza niż pierwotnie dopasowana głośność szumu usznego, korzyść uważa się za prawdopodobną i odwrotnie, jeśli MML jest większa niż pierwotnie dopasowana głośność szumu usznego, sukces w leczeniu jest mniej prawdopodobny (Vernon, Griest i Press, 1990; Vernon i Meikle, 2000).

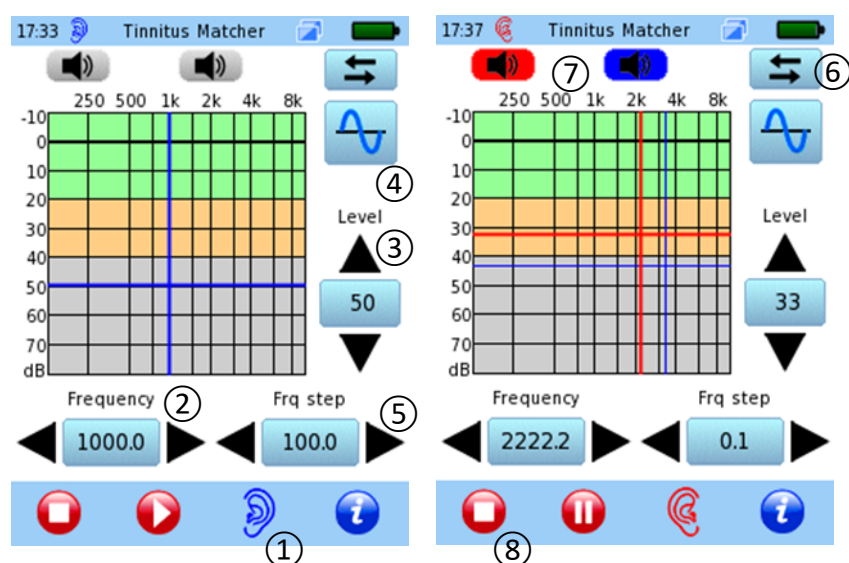
Minimalny poziom maskowania (MML) mierzy się poprzez podanie bodźca dostosowanego w taki sposób, aby szum w uszach nie był odczuwalny. Rodzaj bodźca musi być tak dobrany, aby móc zamaskować szum w uszach, tj. musi zawierać wystarczającą ilość składowych widmowych szumu usznego (Vernon i Meikle, 2003). W zależności od złożoności widmowej szumu usznego można zastosować czyste tony lub szum (wytyczne AWMF, 2021).

Oprócz MML mierzy się także hamowanie resztkowe. Hamowanie resztkowe (RI) to tymczasowe tłumienie lub eliminacja szumu usznego, który pojawia się po stymulacji słuchowej (Vernon, 1982; Vernon i Meikle, 1988). Hamowanie resztkowe (RI) mierzy się poprzez podanie bodźca maskującego przez 1 minutę, na poziomie MML + 10 dB HL. W przypadku RI można zastosować różne typy bodźców, w tym czyste tony (z modulacją amplitudy), szum wąskopasmowy lub szerokopasmowy (np. szum biały). Zadaniem Pacjenta jest wskazanie, kiedy odczuwanie szumu usznego jest takie samo jak przed podaniem bodźca maskującego. Mierzona jest ilość czasu potrzebnego na wykonanie tego pomiaru (Vernon i Meikle 2003). „Pełny RI” opisuje okres czasu, w którym szum w uszach jest całkowicie nieobecny po przesunięciu maskowania, podczas gdy „częściowy RI” opisuje okres czasu, gdy szum w uszach jest obecny, ale o zmniejszonej głośności/irytacji.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Na ekranie wyboru modułu wybierz opcję Tinnitus-Matcher. Należy pamiętać, że dla tego modułu nie są dostępne żadne gotowe ustawienia. Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (słuchawki, wkładki douszne lub głośniki) i rozpocznij badanie, wybierając badane ucho (naciskając LEWY lub PRAWY). Przed założeniem słuchawek na uszy Pacjenta i rozpoczęciem badania należy poinstruować Pacjenta o przebiegu badania, tak żeby dobrze zrozumiał swój udział i zadanie. Pacjent powinien umieć wiarygodnie i precyzyjnie określić, czy szum w uszach jest wyższy, czy niższy od prezentowanego sygnału.

Wybierz ucho, które będzie badane wybierając z ekranu ikonę *ucha* ①. Podczas badania na ekranie wyświetlane są informacje o aktualnie testowanym uchu, częstotliwości ②, poziomie bodźca ③, rodzaju bodźca ④ oraz rozdzielczości częstotliwościowej ⑤. Wybrane poziomy można odczytać z krzyżyka na audiogramie (czerwony: prawe ucho, niebieski: lewe ucho) oraz z wartości na siatce audiogramu (na Rys 4: poziom bodźca: 50 dB HL, częstotliwość 1000 Hz). Aktywne ucho można przełączać z własnymi parametrami bodźca. Aby „skopiować” ustawienie do drugiego ucha, użyj przycisku *zamiany ucha* ⑥. Bodziec prezentowany jest przez słuchawki do ucha Pacjenta gdy podświetlona jest ikona *głośnika* ⑦. Jeśli bodziec zostanie odtworzony, odpowiedni przycisk badania ucha będzie wyświetlany w kolorze czerwonym lub niebieskim. Przycisk ten może być również używany jako włącznik/wyłącznik tonu. Po empirycznym znalezieniu pasującego punktu ustaw symbol w miejscu czerwonego lub niebieskiego krzyżyka, naciskając na audiogram. Na audiogramie można zaznaczyć więcej niż jeden punkt. Moduł badania Tinnitus-Matcher można zakończyć przyciskiem *stop* ⑧.



Rys 4: Moduł Tinnitus Matcher (lewy: test monauralny, prawy: test binauralny)

LITERATURA:

- American Tinnitus Association, (2023a, March 10), What is Tinnitus?, <https://www.ata.org/about-tinnitus/why-are-my-ears-ringing/>
- Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF), Chronischer Tinnitus (017/064), last update: 09/2021, 017-064I_S3_Chronischer_Tinnitus_2021-09_1.pdf (awmf.org)
- Jastreboff, P. J., Hazell, J. W. P., & Graham, R. L. (1994): Neurophysiological model of tinnitus: Dependence of the minimal masking level on treatment outcome, *Hearing Research* 80, p. 216–232.
- Vernon, J., Griest, S., & Press, L. (1990): Attributes of tinnitus and the acceptance of masking, *American Journal of Otolaryngology* 11, p. 44–50.
- Vernon, J. (1982). Relief of tinnitus by masking treatment, In: G. M. English (Ed.), *Otolaryngology* (pp. 1–21), Philadelphia: Harper & Row.
- Vernon, J. A., & Meikle, M. B. (1988): Measurement of tinnitus: An update, In: M. Kitahara (Ed.), *Tinnitus. Pathophysiology and management* (pp. 36–52), Tokyo: Igaku-Shoin.
- Vernon, J. A., & Meikle, M. B. (2000): Tinnitus masking, In: R. S. Tyler (Ed.), *Tinnitus handbook* (pp. 313–356), San Diego, CA: Singular.
- Vernon, J., & Meikle, M. B. (2003): Tinnitus: clinical measurement, *Otolaryngologic Clinics of North America* 36(2), p. 293–305.

3.1.3 Graficzny interaktywny test wielokrotnego wyboru (MAGIC)

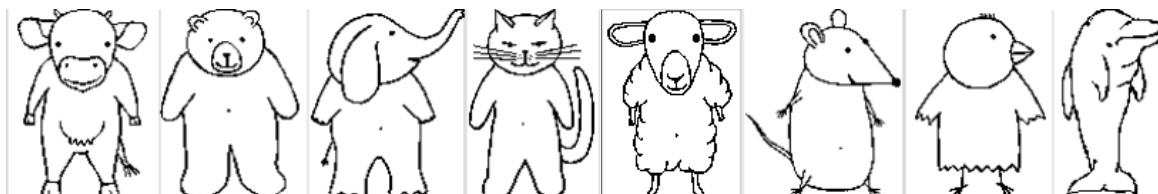
METODOLOGIA

Audiometria zabawowa jest dobrze znaną metodą diagnostyczną w audiologii dziecięcej. Jednak procedura testowa, w której dziecko musi być stale skoncentrowane, jest wyczerpująca. W przeciwieństwie do tego, oparte na obrazie i samodzielnie wykonywane procedury testowe mogą znacznie zwiększyć uwagę dziecka. MAGIC to oparty na obrazie, zautomatyzowany test, który stanowi zabawową alternatywę dla konwencjonalnej audiometrii tonalnej. Test jest przeznaczony specjalnie dla dzieci w wieku przedszkolnym i szkolnym, ale może być również wykorzystywany na innych płaszczyznach współpracy. Należy pamiętać, że dla osób, które nie są w stanie wykonać testu lub nie są w stanie odpowiednio zareagować na dźwięk, zaleca się pomiar progu DPOAE lub ASSR.

Dostępne są dwie wersje MAGIC:

- **MAGIC Screen** umożliwia szybkie badanie słuchu przy częstotliwościach i poziomach wybieranych przez użytkownika. Jeśli wybrano wiele poziomów, algorytm zaczyna od najniższego poziomu i przechodzi do następnego wyższego poziomu za każdym razem, gdy dźwięk nie jest słyszalny.
- **MAGIC Audio** umożliwia określenie progu słyszenia przy częstotliwościach wybieranych przez użytkownika za pomocą automatycznie sterowanego algorytmu. W celu weryfikacji wiarygodności odpowiedzi Pacjenta stosuje się również próby fałszywe/puste (przy wyłączonym bodźcu dźwiękowym).

MAGIC może być wykonany przy standardowych częstotliwościach audiometrycznych od 250 Hz do 8 kHz. Każde zwierzę reprezentuje inną częstotliwość (krowa = 250 Hz, niedźwiedź = 500 Hz, słoń = 1 kHz, kot = 2 kHz, owca = 3 kHz, mysz = 4 kHz, ptak = 5 lub 6 kHz, delfin = 8 kHz – Rys 5).



Rys 5: MAGIC zwierzęta (od lewej do prawej: krowa, niedźwiedź, słoń, kot, owca, mysz, ptak, i delfin)

Każde zwierzę prezentowane jest w trzech wariantach: 'neutralnym' (aby rozpocząć prezentację dźwięku), 'zdrowym' i 'chorym' reprezentującym słyszenie i niesłyszenie bodźca (patrz Rys 6). Zautomatyzowany test wymaga obszernego wyjaśnienia zasad badania. W celu wyjaśnienia podstaw badania i zmotywowania Pacjenta zalecana jest opowieść wprowadzająca, w której Pacjent na przykład przyjmuje rolę lekarza, którego zadaniem jest diagnozowanie zdrowych i chorych zwierząt, w zależności od tego, czy wydają dźwięk, czy nie. Może to również pomóc złagodzić presję Pacjenta, ponieważ to nie on / ona jest diagnozowany, ale zdiagnozuje zdolność zwierząt do wytwarzania dźwięków.

Poprzez ekran dotykowy Pacjent kontroluje prezentację dźwięku i reakcję, jeśli dźwięk był słyszalny (zdrowe zwierzę) lub nie (chore zwierzę). Diagnosta wyjaśnia procedurę testową podczas fazy instruktażowej, nadzoruje pomiar i wspomaga Pacjenta, jeśli jest to wskazane. Diagnosta może również

interweniować w procedurze pomiarowej w dowolnym momencie lub w razie potrzeby wykonać powtórne badanie na dowolnej częstotliwości (MAGIC Audio).

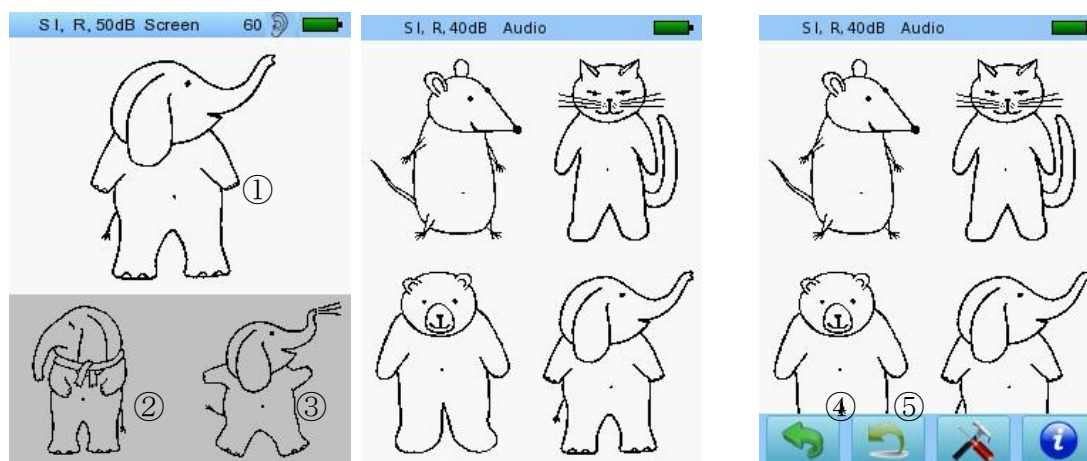
Aby uzyskać ogólne informacje na temat konwencjonalnej audiometrii tonalnej patrz punkt [3.1.1: Audiometria tonalna \(PTA\)](#).

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz *MAGIC* z ekranu wyboru modułu. Wybierz ustawienie wstępne, którego chcesz użyć. W razie potrzeby zmień parametry (np. Tryb testowy, częstotliwość, poziomy bodźców (ekran *MAGIC*) / zakres poziomu testowego (*MAGIC Audio*), typ bodźca) i nazwę ustawienia. Dla niektórych Pacjentów (np. najmłodszych dzieci) jak i osoby z tonalnym szumem usznym ton modulowany może być bardziej interesujący niż czysty ton.

Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (np. słuchawki nauszne, słuchawki wewnętrzne, słuchawka kostna) i wybierz ucho testowe (prawy + lewy: sekwencyjny pomiar prawego i lewego ucha dla każdej częstotliwości). Pomiar można rozpocząć od fazy wprowadzenia (jeśli jest włączona w ustawieniach) lub fazy testowej.

Zaleca się rozpoczęcie od fazy instrukcji. Powiedz osobie badanej, że jego zadaniem jest zostać lekarzem. Niektóre zwierzęta wydają dźwięk, ponieważ są zdrowe i szczęśliwe (pokazane z wiwatującymi rękoma), a niektóre zwierzęta nie wydają dźwięku, ponieważ są chore (pokazane w szaliku). Pacjent w roli lekarza powinien dowiedzieć się, które zwierzęta są zdrowe, a które są chore. Aby dowiedzieć się, czy zwierzę wydaje ton, czy nie, należy nacisnąć neutralne zwierzę (patrz **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** - ①). Odpowiedzi udziela się poprzez naciśnięcie odpowiednie zdrowe③ lub chore ② zwierzę. Odpowiedź jest akceptowana dopiero po naciśnięciu brzucha neutralnego zwierzęcia, tj. po prezentacji tonu. Faza instrukcji rozpoczyna się od bodźca na zdefiniowanym przez użytkownika poziomie początkowym (*MAGIC Audio*) lub na stałym poziomie określonym przez urządzenie (*MAGIC Screening*). Drugi bodziec jest prezentowany z poziomem o 10 dB niższym (jeśli słyszano pierwszą odpowiedź). Na koniec nie pojawia dźwięk, aby przyzwyczaić Pacjenta do sytuacji, w której również może nie wystąpić dźwięk.



Rys 6: Interfejs użytkownika *MAGIC* (po lewej - prezentacja i odpowiedź bodźca; środkowy / prawy: wybór zwierząt)

Typowa instrukcja może być zgodna z przebiegiem przedstawionym w Tabeli 2. Krótki arkusz instrukcji jest również dostępny do pobrania w sekcji *Nauka* na stronie PATH MEDICAL.

Instrukcja badającego	Zadanie dla badającego
<i>Widzisz tutaj zwierzę. Naciśnij brzuch zwierzęcia i usłyszysz, czy zwierzę wydaje dźwięk, czy nie. Pierwsze zwierzę wydaje dźwięk.</i>	Pokaż badanemu, jak nacisnąć brzuch neutralnego zwierzęcia.
<i>Naciśnij brzuch zwierzęcia. Czy słyszysz dźwięk?</i>	Poproś badanego, by nacisnął brzuch kilkakrotnie.
<i>Zwierzę wydaje dźwięk za każdym razem, gdy naciśniesz jego brzuch.</i>	Badany powinien zgłosić, że dźwięk jest słyszalny. Jeśli nie, należy wybrać wyższy poziom bodźca (naciśnięcie ' <i>nie słyszał</i> ': automatycznie podnosi poziom bodźca o 20 dB). Powtórz instrukcję od pierwszego kroku. Pokaż badanemu, jak naciskać zdrowe zwierzę odpowiadające ' <i>słyszał</i> '.
<i>Następne zwierzę również wydaje dźwięk, ale jest to cichszy dźwięk. Naciśnij brzuch i słuchaj.</i>	Badany również powinien usłyszeć ten dźwięk. Upewnij się, że badany naciska na zdrowe zwierzę odpowiadające ' <i>słyszał</i> '.
<i>Następne zwierzę nie wydaje dźwięku. Nic nie usłyszysz. Naciśnij brzuch i słuchaj.</i>	Pacjent powinien zgłosić, że nie słyszy żadnego dźwięku. Jeśli nie, powtórz instrukcję. Pokaż badanemu, jak naciskać chore zwierzę odpowiadające ' <i>nie słyszał</i> '.

Tabela 2: instrukcja MAGIC

Po fazie instrukcji rozpoczyna się faza badania. W zależności od wieku i zdolności fizycznych / umysłowych, faza badania może być przeprowadzona całkowicie lub z pomocą badającego. Przez cały czas zalecany jest nadzór badającego.

Postęp procedury badania można wizualizować za pomocą półki, z której wybierane jest bieżące zwierzę (opcja dla MAGIC Audio). Podczas badania sprawdź, czy badany odpowiednio przeprowadza badanie. Jeśli istnieje jakakolwiek podejrzenie, że badany nie rozumie tego, co ma zrobić (np. naciśnięcie zdrowego zwierzęcia po prezentacji wyciszenia dźwięku lub losowe naciśnięcie ekranu), możesz ponownie rozpocząć badanie lub powtórzyć fazę instrukcji (opcja ⑤ w ustawieniach) (MAGIC Audio). Poza tym poprzednia reakcja ta może zostać cofnięta po naciśnięciu przycisku *cofnij* ④ w stopce.

W nagłówku podano informacje o bieżącym statusie badania, w tym poziom bodźca i odpowiedź badanego (patrz Tabela 3). Na przykład nagłówek na Rys 5 pokazuje, że badanie jest w fazie instrukcji z tonem na poziomie 50 dB HL podczas naciskania brzucha zwierzęcia. Poprzedni bodziec, który był na poziomie 60 dB HL, był słyszany przez badanego. Jeśli podejrzewasz, że badany może skorzystać z informacji z nagłówka, wyłącz informacje o bieżącym poziomie w ustawieniach modułu (możliwe również podczas testu MAGIC Audio za pomocą przycisku *ustawienia* ⑤).

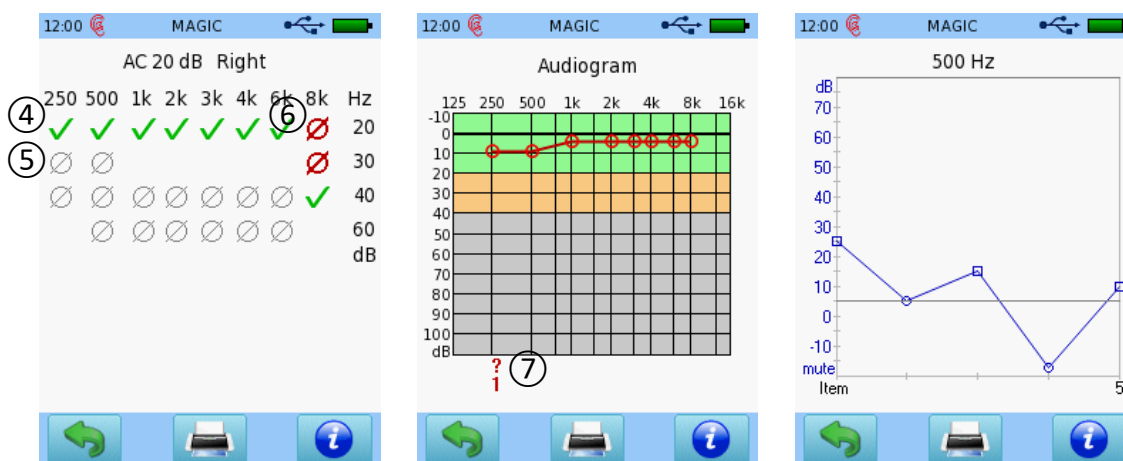
Bodziec	Faza badania	Aktualny poziom	Tryb MAGIC	Poprzedni poziom	Reakcja
S: ton ciągły F: ton modulowany	I: Instrukcja T: Badanie	Wartość [dB HL], wyciszenie	Audio, Screening	Wartość [dB HL], wyciszenie	 słyszał  nie słyszał

Tabela 3: informacje nagłówka MAGIC

Na początku fazy badania i po zakończeniu badania, Pacjent samodzielnie może wybrać nowe zwierzę (patrz Rys 6 - z *prawej*). Kolejność wybierania różnych zwierząt zależy od operatora (tj. badanego lub badającego).

Po zakończeniu testu, dla ekranu MAGIC wynik jest pokazany jako *tabela* (patrz Rys 7) z symbolami słyszał ④, nie słyszał ⑥ i pominięte/ niebadane ⑤. W przypadku MAGIC Audio wynik jest wyświetlany jako audiogram. W przypadku MAGIC Audio można ponownie przebadać określone częstotliwości. Ponowna próba może być wskazana, jeśli badany odpowie niepoprawnie. Nieprawidłowa odpowiedź jest pokazana przez „?” na audiogramie poniżej dotyczącej częstotliwości. Liczba nieprawidłowych odpowiedzi jest pokazana poniżej „?” ⑦. Innym wskazaniem do ponownego badania częstotliwości może być uzyskanie na audiogramie wartości ekstremalnej (mocno odbiegającej od sąsiednich odpowiedzi). Na ekranie wyników MAGIC Audio można zobaczyć szczegóły badania, naciskając na odpowiednią częstotliwość na audiogramie. Pokazane są odpowiedzi na wybranej częstotliwości (w tym przypadku: 25 dB HL: słyszał, 5 dB HL: nie słyszał, 15 dB HL: słyszał, wyciszenie: nie słyszał, 10 dB HL: słyszał; badanie zakończono i ustalono próg 10 dB HL). Szara linia oznacza minimalny poziom skonfigurowany w ustawieniach modułu.

Proszę pamiętać, że podczas tego badania stopka jest ukryta. Można włączyć stopkę, naciskając krótko włącznik urządzenia.



Rys 7: wynik MAGIC (po lewej -MAGIC Screen; środek -MAGIC Audio; po prawej - szczegóły MAGIC Audio)

WYNIKI BADAŃ

Wykonalność i wiarygodność MAGIC została zbadana u dzieci w wielośrodkowym badaniu przeprowadzonym na Wydziale Zaburzeń Komunikacyjnych, na oddziale laryngologicznym szpitala Uniwersytetu Medycznego w Mainz (Niemcy), w klinice laryngologicznej Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München (Niemcy) oraz w Cyprus Audiology Center Nicosia (Cypr) (Schirkonyer

i in., 2010b, 2011). Badania MAGIC przeprowadzono u 108 dzieci w wieku od 3,6 do 11,11 lat przy częstotliwościach 0,5, 1, 2, 4 kHz ($n = 82$) i dodatkowo przy 0,25, 3, 6, 8 kHz ($n = 26$). Dodatkowo u 36 dzieci z tej grupy przeprowadzono szacowanie progu słyszenia za pomocą funkcji I/O DPOAE. Funkcje I/O DPOAE rejestrowano przy częstotliwościach $f_2 = 1, 1.5, 2, 3, 4$ i 6 kHz z pierwotnymi poziomami tonów L_2 w zakresie od 10 do 65 dB SPL. Progi oszacowano za pomocą analizy regresji liniowej. Pierwotne poziomy tonów L_1 i L_2 ustawiono zgodnie z paradygmatem nożycowym. Stosunek częstotliwości f_2 / f_1 wynosił 1,2. Zarówno funkcje MAGIC, jak I/O DPOAE zostały zmierzone za pomocą Sentiero. Dla porównania ustalono progi audiometrii tonalnej przy odpowiednich częstotliwościach. Istniała bardzo istotna ($p < 0,001$) korelacja między progami opartymi na obrazie (MAGIC) a progami audiometrii zabawowej. Współczynnik korelacji ($n = 1247$) wynosił $r = 0,73$. Histogram różnicy między progami opartymi na obrazie i audiometrii zabawowej pokazał rozkład normalny. Średnia różnica wyniosła $-1,5 \pm 9,6$ dB. Czas badania na częstotliwość (jedno ucho) wynosił średnio około 30 sekund, w zakresie od 14 do 91 sekund. Czas badania skrócił się wraz z wiekiem. Również progi czystego tonu MAGIC i szacowane progi DPOAE były bardzo znaczące ($p < 0,005$) przy współczynniku korelacji $r = 0.60$.

LITERATURA

- Bohnert A, Schirkonyer V, Müller S, Brantzen P, Keilmann A, Janssen T (2010): Hearing screening in children using DPOAE thresholds and interactive, self-paced behavioural pure-tone thresholds (MAGIC), NHS annual meeting.
- Heller O, Opp-Enzinger AHA (2007): Self-paced in-situ audiometry, international patent WO2007009287 A2
- Janssen T, Bohnert A, Heller O, Schirkonyer V, Oswald H, Zoth P, Keilmann A (2009): Hearing diagnostics in children using DPOAE and pure-tone thresholds, EFAS annual meeting.
- Niedermeyer HP, Schirkonyer V, Lochmahr S, Janssen T (2010): Bildgestützte Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellen in der Pädaudiologie (German: Image-based pure-tone audiometry and DPOAE thresholds in paedaudiology), DGPP annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Heller O, Keilmann A, Janssen T (2010a): Bildgestützte Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellenschätzung bei Kindern (German: Image-based pure-tone audiometry and estimated DPOAE thresholds for children), DGA annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Niedermeyer HP, Thodi C, Keilmann A, Janssen T (2010b): Validierung eines Handgerätes zur bildgestützten Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellenbestimmung bei Kindern (German: Validation of a handheld device for image-based pure-tone audiometry and DPOAE thresholds for children), DGPP annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Thodi C, Niedermeyer HP, Keilmann A, Janssen T (2011): Image-based and self-controlled test procedure for assessing pure-tone thresholds in children, Journal of Hearing Science 1(1).
- Thodi C, Zoth P (2010): MAGIC – interactive, self-paced pure-tone audiometry for children, NHS annual meeting.
- Zoth P, Ludwig A, Schirkonyer V, Haszprunar B, Janssen T (2009): Hearing diagnostics by means of extrapolated DPOAE I/O-functions and pure-tone thresholds using a unique hand-held device, IERASG annual meeting.

3.1.4 Testy zrozumiałości mowy – zarys ogólny

Analityczne testy zrozumiałości mowy oceniają fonetyczny poziom percepcji mowy. Odzwierciedlają one przetwarzanie poszczególnych dźwięków mowy. Testy te mają na celu ocenę postrzegania spółgłosek i samogłosek w prostych słowach lub kontekstach słowo podobnych, np. prezentowane w logatomie nie mającym określonego znaczenia semantycznego, w układzie VCV (samogłoska-spółgłoska-samogłoska, np. SUN: afa, aśa) oraz układzie CVC (spółgłoska-samogłoska-spółgłoska, stosując układ samogłosek i spółgłosek dźwięcznych z ustaloną pierwszą i drugą spółgłoską, np. bid, bēd, bād - w teście angielskim).

Testy słowne określają zdolność rozpoznawania mowy. Mają na celu ocenę maksymalnie osiągalnego rozpoznawania mowy na optymalnym poziomie lub sprawdzenie stopnia utraty zdolności rozpoznawania na danym poziomie. Pod tym względem określają rzeczywiste upośledzenie słuchu dla realistycznych bodźców mowy, które reprezentują mowę powszechnie używaną w komunikacji werbalnej, np. słowa jednosylabowe (np. bed, cow, row), spondeje/ słowa dwuliterowe (np. pancake, playground) lub liczby dwucyfrowe (np. 21, 45, 97). Poszczególne wartości rozpoznawania mowy, tj. procent słów, które Pacjent prawidłowo słyszy i powtarza dla każdego prezentowanego poziomu mowy, są wyświetlane w formie audiogramu mowy. Określona wartość, np. ubytek słuchu przy 50% zrozumiałości może być podany jako próg rozpoznawania mowy. Początkowy poziom mowy można wyprowadzić z indywidualnego progu słyszenia przy określonej częstotliwości (np. 0,5 kHz, patrz np. PTA, MAGIC) korygując o wartość przesunięcia. Oczekuje się, że wartość średnia dla progów audiometrycznych 0,5, 1 i 2 kHz (wskaźnik Fletchera) będzie zbliżona do progu rozpoznawania mowy (dla testów dwusylabowych). Jeśli średni próg audiometryczny, określony dla czystego tonu, jest znacznie lepszy niż próg rozpoznawania mowy (dla spondejów), należy rozważyć możliwość wystąpienia zaburzenia centralnego.

Testy mowy można przeprowadzać za pomocą słuchawek nausznych, dousznych i głośników. Głośniki są używane zwłaszcza podczas testowania aparatów słuchowych lub innych urządzeń wzmacniających, które uniemożliwiają korzystanie ze słuchawek nausznych lub dousznych.

Ogólnie rzecz biorąc, testy mowy mogą być stosowane do określenia zrozumiałości mowy w ciszy lub hałasie/szumie (tj. z dystraktorem ipsilateralnym) lub do sprawdzania dopasowania aparatów słuchowych, tj. poprzez badanie Pacjenta z aparatem słuchowym i bez niego. W porównaniu do audiometrii tonalnej audiometria mowy analizuje przetwarzanie słuchowe na wyższym poziomie intelektualnym: nie tylko słyszenie, ale także rozumienie.

W przypadku testów mowy z realistycznymi słowami, listy słów muszą być dobrane odpowiednio dla Pacjenta, a zatem muszą uwzględniać wiek i umiejętności językowe (tj. oczekiwaną znajomość słów). Należy również wziąć pod uwagę, że mowa ewoluuje i że niektóre wcześniej używane słowa mogą przestać być używane (zależnie od wieku). Ponadto wyniki testu zależą od mówcy (np. głos męski, żeński) oraz wymowy i akcentowania słów. Testy słowne powinny być zasadniczo przeprowadzane w języku ojczystym Pacjenta. Jeśli powyższe zalecenia nie będą przestrzegane, wynik może nie odzwierciedlać faktycznego stanu słuchu. Należy pamiętać, że jeśli to badający ocenia poprawność odpowiedzi, jego zdolność słuchu i zdolności językowe również wpływają na wynik testu Urządzenia

Senti i Sentiero zapewniają różne testy mowy, takie jak SUN i MATCH, a także platformy do testowania mowy UST, Speech CD Player i Live Speech, które wyjaśniono w poniższych sekcjach.

3.1.5 Rozumienie mowy w szumie (SUN)

METODOLOGIA

SUN to szybki i zautomatyzowany test mowy w szumie, specjalnie zaprojektowany do badania przesiewowego osób dorosłych i starszych, pod kątem niepełnosprawności słuchowej za pomocą zestawu spółgłosek interwokalnych (VCV). Zrozumienie mowy w szumie jest najczęstszą trudnością w słuchaniu, jakiej doświadczają dorośli (Kramer i in., 1998). Test można jednak zastosować również w przypadku innych badanych. Test został zaprojektowany w taki sposób, aby był przekonujący, szybki i charakteryzował się niskim obciążeniem poznawczym.

Test ma na celu rozpoznanie logatomu w szumie/hałasie, w szczególności identyfikację spółgłosek, a tym samym wczesną ocenę ubytku słuchu w zakresie wysokich częstotliwości. Test jest w pełni zautomatyzowany. Trzy alternatywne logatomy (np. aFa, aGa, aSa) są wyświetlane na ekranie dotykowym, a następnie prezentowane akustycznie przez słuchawki nauszne, douszne lub głośniki, przy różnych stosunkach sygnału do szumu. Badany musi wybrać prawidłowy element z ekranu. Nagrania są dostępne dla osób posługujących się różnymi językami (np. włoskim, niemieckim, angielskim¹) i różnymi wersjami alfabetów (np. łaciński, grecki, perski, hindi i cyrylica).

Dostępne są rodzaje pracy SUN:

- **SUN Predefined** pozwala na przeprowadzenie testu z wcześniej ustalonymi stosunkami sygnału do szumu (SNR), tj. test rozpoczyna się od określonego SNR, podczas testu SNR zmniejsza się po ustalonej liczbie słów. Sekwencja słów jest ustalona i zoptymalizowana pod względem zrozumiałości logatomów. Poziom mowy pozostaje stały podczas całego testu. Test określa wynik zależny od liczby poprawnych odpowiedzi (Paglialonga i in., 2011a, b).
- **SUN Adaptive** pozwala na przeprowadzenie testu z adaptacyjnym SNR (Kaernbach, 1991). Poziom mowy zmniejsza się po prawidłowej odpowiedzi i zwiększa się po nieprawidłowej odpowiedzi. Poziom hałasu pozostaje stały podczas całego testu. Obecny jest dodatkowy przycisk znaku zapytania, który można nacisnąć, jeśli badany nie zrozumiał logatomu. Wynik testu określa próg SNR.

WYKORZYSTANIE W PRAKTYCE

Wybierz *SUN* z ekranu wyboru modułu. Jeśli licencjonowany jest więcej niż jeden test mowy, *SUN* można znaleźć w sekcji *Mowa*. W razie potrzeby zmień parametry (np. tryb testowy, poziom testu, rodzaj szumu maskowania, język, zestaw znaków) zgodnie z wymaganiami. Wybierz język i zestaw znaków, które są znane Pacjentowi.

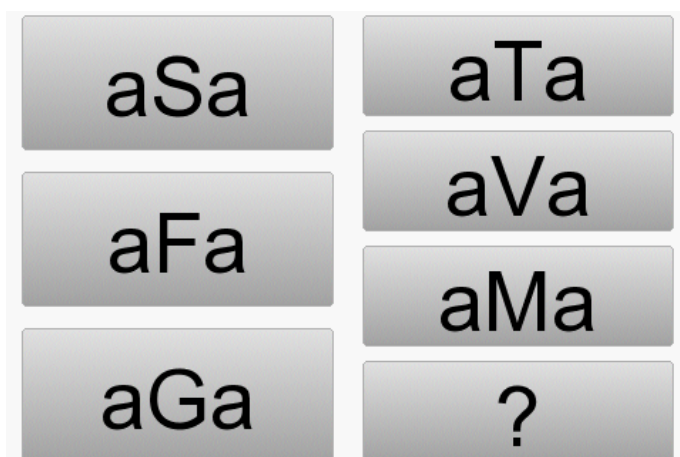
Przed rozpoczęciem testu poinstruuuj badanego o zadaniu. Na wyświetlaczu widoczne są trzy różne opcje logatomów. Jednak słyszalnych w słuchawkach głos wypowiada tylko jedną z nich. Pacjent powinien wysłuchać próbki mowy. Po odtworzeniu próbki mowy badany proszony jest o naciśnięcie przycisku odpowiadającego zrozumiałemu logatomowi. Jeśli logatom nie został zrozumiany, badany będzie zgadywać i nacisnąć losowy przycisk (SUN Predefined) lub może również nacisnąć przycisk *znaku zapytania* (SUN Adaptive) (patrz Rys 8). Upewnij się, że badany rozumie zadanie.

¹ Dodatkowe informacje na temat dostępnych języków dostępne są u lokalnego dostawcy produktów PATH MEDICAL

Aby przyzwyczaić badanego do stosowanych logatomów, możesz rozpocząć od fazy treningu (tryb treningu musi być włączony w ustawieniach). W fazie treningowej niektóre logatomy z testu są odtwarzane bez towarzyszącego szumu. Do fazy testowej można przejść kiedy badany zrozumiał zadanie.

Przed rozpoczęciem fazy treningowej lub diagnostycznej/testowej upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (słuchawki nauszne, douszne lub głośniki) i wybierz ucho testowe. Rozpocznie się trening lub badanie diagnostyczne. Należy pamiętać, że podczas testu SUN Predefined początkowe odpowiedzi nie są liczone do wyniku końcowego.

W zależności od wieku i zdolności intelektualnych Pacjenta, test może być przeprowadzony całkowicie samodzielnie (tj. Pacjent wybiera odpowiedzi) po instrukcji lub z pomocą badającego. Mimo wszystko nadzór wykwalifikowanego diagnosty jest zalecany przez cały czas.



Rys 8: Interfejs użytkownika dla różnych trybów SUN (po lewej - SUN Predefined; po prawej - SUN Adaptive)

Po zakończeniu testu, w przypadku SUN Predefined, wynik jest wyświetlany jako grafika sygnalizacji świetlnej (patrz Rys 9 - po lewej) lub w przypadku SUN Adaptive jako próg SNR wraz z wynikiem i grafiką sygnalizacji świetlnej (patrz Rys 8 - środkowy / prawy).



Rys 9: Wyniki SUN (po lewej - SUN Predefined; środek - SUN Adaptive z widokiem sygnalizacji świetlnej; po prawej - SUN Adaptive z widokiem przebiegu czasu SNR)

Przebieg czasowy SNR jest dodatkowo wyświetlany na wykresie po naciśnięciu ekranu wyników. Trzystopniowa lampka stanu odnosi się do następujących definicji: zielona dla zdolności słyszenia w normalnym zakresie, żółta dla zdolności słyszenia, która może być poniżej normalnego zakresu, czerwona dla zdolności słyszenia znacznie poniżej normalnego zakresu. Granice między grupami zasięgu słyszenia zależą od wybranego języka.

WYNIKI BADAŃ

Badanie skuteczności SUN (Predefined) w badaniach przesiewowych u dorosłych przeprowadzono w Institute of Biomedical Engineering (IsIB), Mediolan, Włochy (Paglialonga i in., 2011a). Badanie przeprowadzono na 1273 nastolatkach i dorosłych (w wieku od 13 do 89 lat) z różnymi stopniami progów audiometrycznych, w tym SUN (Predefined) w języku włoskim i audiometrii tonalnej przy 1, 2 i 4 kHz (przyjętymi jako wartości odniesienia). Testy przeprowadzono zarówno w środowisku o niskim, jak i wysokim hałasie otoczenia. Po teście wszyscy badani zostali poproszeni o wypełnienie kwestionariusza oceniającego trudność zadania, czas trwania testu i ogólną ocenę. Głównym wnioskiem płynącym z powyższego badania było stwierdzenie, że SUN nadaje się do badań słuchu u dorosłych z uwagi na fakt, że ogólny wynik SUN był zgodny z audiometrią tonalną i dobrze korelował między trzema kategoriami SUN (stan sygnalizacji świetlnej) i trzema specjalnie zdefiniowanymi klasami PTA. Wyniki testu były podobne u wszystkich osób niezależnie od wieku. Poziom hałasu w otoczeniu do 65 dB (A) nie miał również wpływu na wyniki testu, dlatego test można przeprowadzać w warunkach nieklinicznych, w których hałas otoczenia nie jest zwykle kontrolowalny. Czas testu był bardzo krótki, średnio dwie minuty dla obu uszu. Nawet starszym dorosłym zwykle udało się przeprowadzić test w ciągu jednej minuty na ucho. Uznaje się to za ważny czynnik w badaniu przesiewowym słuchu, ponieważ utrata koncentracji i zmęczenie wzrosną wraz z upływem czasu badania. Obciążenie poznawcze było niskie, a akceptacja testu bardzo wysoka. Około 85% badanych uznało test za łatwy lub nieco trudny. 95% badanych oceniło czas trwania testu jako krótki lub nieuciążliwy. Ponad 90% badanych oceniło SUN jako przyjemne lub neutralne.

Dalsze badanie (Paglialonga i in., 2013) rozszerzyło powyższe dane, testując SUN (tryb Predefined) u ponad 6000 Pacjentów. SUN okazał się bardzo niezawodny z dobrą korelacją z audiometrią tonalną i upośledzeniem słuchu zgłaszanym przez uczestników. Czułość testu i swoistość w wykrywaniu dysfunkcji słuchowej wyniosły odpowiednio 84% i 75%. Czas testu był średnio mniejszy niż 1 minuta na ucho.

LITERATURA

- Grandori F, Tognola G, Paglialonga A (2010): The SUN test - Speech Understanding in Noise: A new test for screening hearing ability in adults, EUHA annual meeting.
- Kaernbach C (1991): Simple adaptive testing with the weighted up-down method, Perception & Psychophysics 49, p. 227-229.
- Kramer SE, Kapteyn TS, Festen JM (1998): The self-reported handicapping effect of hearing disabilities, International Journal of Audiology 37(5), p. 302-312.
- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F (2011a): SUN-test (Speech Understanding in Noise): a method for hearing disability screening, Audiology Research 1:e13.
- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F (2011b): Pilot initiatives of adult hearing screening in Italy, Audiology Research 1:e17.

- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F, Chisolm TH, Deggouj NAD, Fenech AJ, Janssen T, Li X, Walger M (2012): The SUN test (Speech Understanding in Noise) in different languages: test development and fine-tuning, AHS annual meeting.
- Paglialonga A, Grandori F, Tognola G (2013): Using the speech understanding in noise (SUN) test for adult hearing screening, American Journal of Audiology 22(1), p. 171-174.

3.1.6 Audiometryczny test dla dzieci Mainzer (MATCH)

METODOLOGIA

MATCH to interaktywny, oparty na obrazach test zrozumiałości mowy, który można wykonywać w ciszy i hałasie. Test opiera się na Mainzer Kindersprachtest I (niemiecki test mowy dla dzieci), który wykorzystuje jedno i dwusylabowe słowa przedstawione na kartach obrazkowych. Wady Mainzer Kindersprachtest I polegały na tym, że liczba słów była zbyt niska, słowa i obrazy były nieaktualne, a słowa nie pasowały do typowego słownictwa dwuletniego dziecka.

MATCH składa się z 26 słów odpowiadających typowemu słownictwu dwuletniego dziecka (patrz Rys 10). Chociaż test jest specjalnie zaprojektowany dla dzieci, może być również stosowany dla innych grup Pacjentów. Słowa zostały wybrane z ostatnich badań słownictwa małych dzieci (Suchodoletz i Sachse, 2008). Rozkład fonemów testu niemieckiego wykazuje dobrą zgodność z konwersacyjnym językiem niemieckim (Schiel, 2010; Schirkonyer i in., 2014). Elementy testowe są możliwe do przedstawienia w formie graficznej i nie są zależne od płci. Proste zdjęcia odpowiednie dla dzieci, przedstawiają słowa (np. kaczka, mleko, samochód itp.), Dzięki czemu badany nie potrzebuje umiejętności czytania. Badany musi tylko wskazać obraz, który uważa za prawidłowy. Test został zaprojektowany jako test zamknięty (tj. ograniczona liczba alternatyw dostępnych do wyboru), ponieważ oczekuje się, że test otwarty będzie zbyt trudny dla mniejszych dzieci. Cztery obrazy są jednocześnie wyświetlane na ekranie dotykowym. Jeden z nich odpowiada słowu mówionemu. Jeśli słowo nie zostało zrozumiane, Pacjent nie musi zgadywać, ale może nacisnąć przycisk „?”. Prezentacja dźwiękowa rozpoczyna się od naciśnięcia „magicznego pudełka”. Po udzieleniu odpowiedzi przez Pacjenta test jest kontynuowany do momentu przedstawienia wszystkich pozycji. Test jest całkowicie losowy, tzn. sekwencje słów i alternatyw są losowe, dzięki czemu test można powtórzyć z tym samym Pacjentem. Możliwe jest przeprowadzenie testu z podzbiorem pełnej listy słów. Na przykład, jeśli dziecko nie zna niektórych słów, można je usunąć z testu.



Rys 10: Obrazy MATCH (od lewej do prawej: 1) małpa, jabłko, oko, samochód, niedźwiedź, piłka, drzewo, 2) łóżko, łódź, masło, jajka, kaczką, ogórek, włosy, 3) króliczek, spodnie, światło, mleko, usta, nos, ucho, 4) dziadek, koń, drzwi, zegar, woda)

MATCH jest również dostępny z dodatkowym szumem ipsilateralnym o stałym poziomie 65 dB. Ten tryb ocenia zrozumiałość mowy w szumie zgodnie z tą samą procedurą, co w badaniu bez szumu. Wykazano, że próg zrozumiałości mowy w szumie jest niższy przy ocenie ubytku słuchu (Leensen i in., 2011). Test z szumem ipsilateralnym jest odpowiedni dla starszych dzieci i dorosłych.

Dostępne są dwa rodzaje MATCH:

- **MATCH Fixed** pozwala na przeprowadzenie testu z ustalonym poziomem mowy. Test określa wynik zależności od liczby poprawnych odpowiedzi.
- **MATCH Adaptive** pozwala na przeprowadzenie testu z adaptacyjną prezentacją poziomu mowy. Poziom mowy zmniejsza się po prawidłowej odpowiedzi i zwiększa się po nieprawidłowej odpowiedzi. Test określa 71,4% próg rozpoznawania mowy w trybie cichym (bez hałasu ipsilateralnego) lub w hałasie (z hałasem ipsilateralnym).

Dane normatywne dla dzieci zostały zebrane i przedstawione przez Bohnert i in. (2013), Zoth i in. (2013) i Schirkonier i in. (2014). Bardziej szczegółowe wyjaśnienie znajduje się w Skróconym Przewodniku MATCH (100800–24).

WYKORZYSTANIE W PRAKTYCE

Wybierz *MATCH* na ekranie wyboru modułu. Jeśli licencja na więcej niż jeden test mowy jest dostępna, *MATCH* można znaleźć w sekcji *Mowa*. W razie potrzeby zmień parametry (np. tryb testowy, poziom testu (MATCH Fixed) / zakres poziomu testowego (MATCH Adaptive), maskowanie hałasu, język, przedmioty) zgodnie z wymaganiami. Upewnij się, że wybrałeś język znany dla badanego². Zaznacz lub usuń zaznaczenie szumu maskującego, w zależności czy zrozumiałość mowy ma się odbywać odpowiednio w hałasie lub w ciszy.

Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (słuchawki nauszne, douszne lub głośniki) i rozpocznij test, wybierając ucho testowe. Rozpoczynając test, poinstruuuj badanego o zadaniu. Powiedz dziecku, że na ekranie urządzenia znajduje się magiczne pudełko i że zadaniem jest dowiedzieć się, co jest w pudełku. Typowa instrukcja może być zgodna z propozycjami przedstawionymi w Tabeli 4. Instrukcja znajduje się również w pomocy online urządzenia.

Instrukcja dla badającego	Zadanie badającego
<i>Magiczne pudełko może zawierać różne rzeczy.</i>	Pokaż badanemu, jak nacisnąć pudełko z zielony- mi znakami zapytania (patrz Rys 11 - ①).
<i>Naciśnij magiczne pudełko i uważnie posłuchaj, co jest tym razem w pudełku.</i>	Poproś badanego o naciśnięcie magicznego pudełka. Następnie pojawiają się różne odpowiedzi (patrz Rys 11- ③).
<i>Czy słyszałeś, co jest w pudełku? Jeśli nie słyszysz, co znajduje się w pudełku, naciśnij zielony znak zapytania u dołu ekranu. Jeśli usłyszysz, pokaż mi, co jest w pudełku.</i>	Badany stwierdza, czy słowo zostało zrozumiane, czy nie. Pokaż badanemu zielony przycisk znaku zapytania i pokaż, jak nacisnąć prawidłowy obraz odpowiedzi.

Tabela 4: Instrukcja MATCH

² Dodatkowe informacje na temat dostępnych języków dostępne są u lokalnego dostawcy produktów PATH MEDICAL

Należy pamiętać, że wprowadzenie odpowiedzi jest możliwe dopiero po odtworzeniu słowa. Podczas prezentacji słowa przycisk znaku zapytania ② jest wyszarzony i odpowiedź nie jest możliwa.



Rys 11: Interfejsy użytkownika MATCH (po lewej - wywołujący bodziec; po prawej - warianty odpowiedzi)

W nagłówku podano informacje o bieżącym statusie testu, w tym poziom bodźca i odpowiedź Pacjenta (patrz Tabela 5). Na przykład nagłówek na Rys 11 (prawy obraz) pokazuje, że słowo jest prezentowane przy 40 dB HL. Prawidłowa odpowiedź znajduje się w prawym dolnym obrazku (drzwi). Jeden element został już przetestowany. Poprzednie słowo zostało poprawnie wybrane przez badanego.

Poziom mowy	Poprawne słowo	Ilość elementów	Odpowiedź
Wartość [dB HL] ④	Index pozycji obrazu ⑤: 0 2 1 3	Ilość testowanych elementów ⑥	poprawny element niepoprawny element ⑦

Tabela 5: Informacje nagłówka MATCH

Jeśli podejrzewasz, że badany może skorzystać z informacji nagłówka, wyłącz informacje nagłówka w ustawieniach przed rozpoczęciem testu.

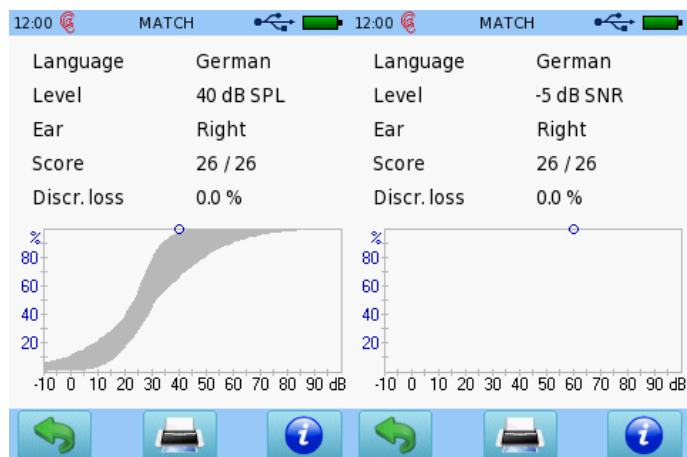
W zależności od wieku i zdolności intelektualnych Pacjenta test może być przeprowadzony całkowicie samodzielnie (tj. badany wywołuje bodziec i wchodzi w reakcję) po instrukcji lub z pomocą badającego. Tym nie mniej nadzór wykwalifikowanego diagnosty jest zalecany przez cały czas.

Podczas testu dostępne są określone funkcje po podłączeniu przycisku odpowiedzi Pacjenta. W tym przypadku przycisk odpowiedzi Pacjenta powinien być obsługiwany przez badającego. Próbkę mowy może być powtórzona przez badającego przez krótkie naciśnięcie przycisku, a poprzednia odpowiedź może zostać cofnięta (np. jeśli badani chcieliby skorygować odpowiedź po wprowadzeniu odpowiedzi) po wciśnięciu przycisku przez około 2 s.

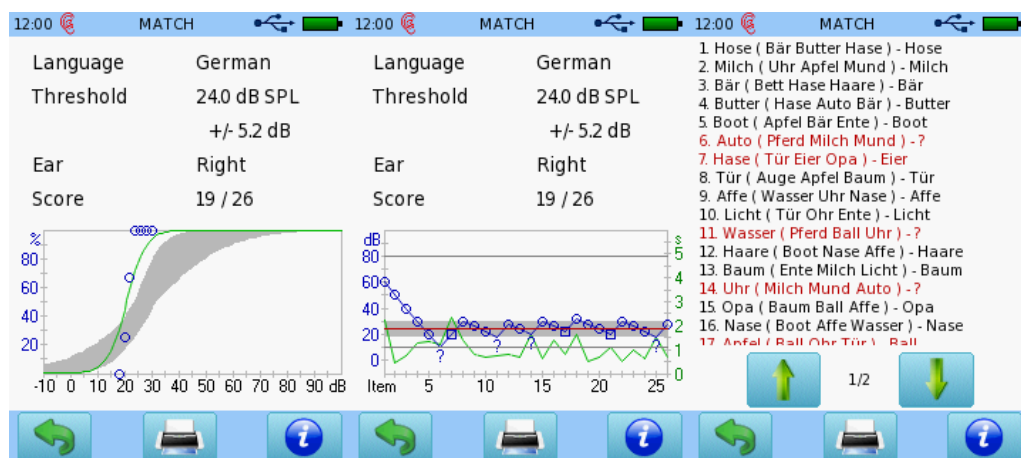
Po zakończeniu testu, dla MATCH Fixed wynik jest wyświetlany jako punktacja (patrz Rys 12), a dla MATCH Adaptive wynik jest wyświetlany jako audiogram mowy (funkcja szacowanej dyskryminacji) z progiem rozpoznawania mowy (patrz Rys 13). Dodatkowo, po naciśnięciu ekranu z wynikiem wyświetlany jest przebieg czasowy zmian poziomu natężenia mowy i czas reakcji, a

także protokół z przeprowadzonego testu. Protokół testu pokazuje listę wszystkich zaprezentowanych słów, przedstawionych alternatyw i odpowiedzi Pacjenta.

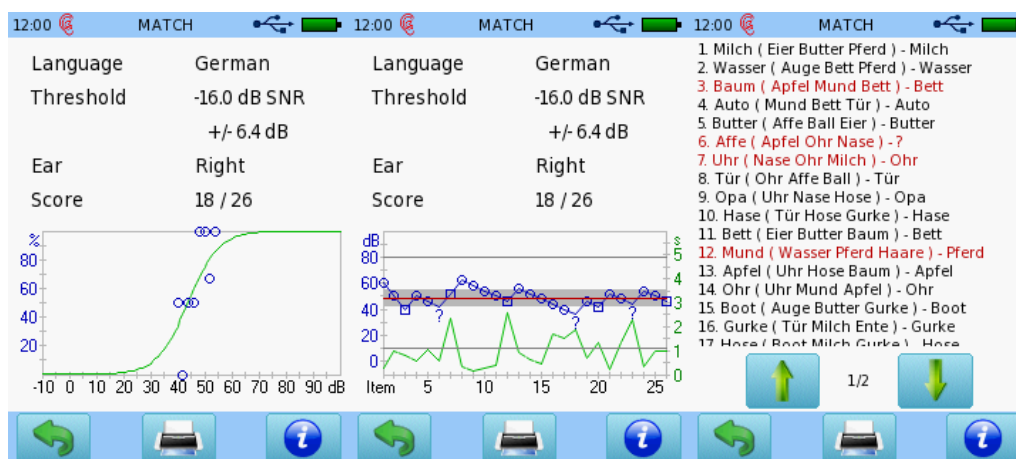
Wykres przebiegu czasowego może pomóc w ocenie wiarygodności testu, a protokół testu może dostarczyć informacji o problemach, np. z dyskryminacją określonych fonemów.



Rys 12: Wynik MATCH Fixed (po lewej - wynik w ciszy; po prawej - wynik w hałasie)



Rys 13: Wynik MATCH Adaptive w ciszy (po lewej - audiogram mowy i funkcja dyskryminacji - w środku: przebieg poziomu mowy w czasie (niebieskie symbole) i czas reakcji (zielona linia); po prawej - protokół testowy z wyborem słów)



Rys 14: Wynik MATCH Adaptive w hałasie (po lewej - audiogram mowy i funkcja dyskryminacji; w środku - przebieg poziomu mowy w czasie (niebieskie symbole) i czas reakcji (zielona linia); po prawej - protokół testowy z wyborem słów)

WYNIKI BADAŃ

Badanie (Bohnert i in., 2013; Schirkonyer, 2013; Schirkonyer i in., 2014) do oceny wyników testu MATCH z dziećmi zostało przeprowadzone na Wydziale Zaburzeń Komunikacyjnych, Kliniki Otolaryngologii, szpitala Uniwersytetu Medycznego w Mainz (Niemcy). W badaniu przeprowadzono audiometrię tonalną i MATCH z Senti Desktop u 111 dzieci (213 uszu) od 2;6 do 6;9 lat. Z tego 157 uszu wykazywało normalny słuch, podczas gdy 56 uszu było niedosłyszających. Niektóre dzieci wykazywały jednostronne upośledzenie słuchu. Prawidłowe słyszenie zdefiniowano w badaniu przesiewowym przy 30 dB HL przy 0,5, 1, 2, 4 i 6 kHz. W przypadku braku odpowiedzi, progi słyszenia zostały określone przez ekstrapolowane funkcje I/O DPOAE. Wszystkie testy przeprowadzono w cichym pomieszczeniu z hałasem otoczenia <50 dB (A) lub w kabinie dźwiękochłonnej. Dane od wszystkich Pacjentów podzielono na trzy grupy wiekowe (AG1: 2,6-4,3 lata, AG2: 4,3-5,6 lat, AG3: 5,5-6,9 lat). Progi rozpoznawania mowy przy 50% wynosiły $29,4 \pm 1,2$ (AG1), $27,8 \pm 0,9$ (AG2) i $25,4 \pm 0,8$ dB HL (AG3), a progi rozpoznawania mowy przy 71,4% wynosiły $38,2 \pm 1,0$ (AG1), $34,9 \pm 0,7$ (AG2) i $31,1 \pm 1,0$ dB HL (AG3), tj. progi rozpoznawania mowy nieznacznie spadły wraz z wiekiem. Mediana czasu trwania testu wyniosła 4,0 (AG1), 3,4 (AG2) i 3,1 (AG3) minuty na ucho, tj. czas trwania testu zmniejszał się wraz z wiekiem. Stabilność test-retest ($n = 79$) była dobra przy korelacji $r = 0,89$. Porównując średnie progi audiometryczne przy 0,5, 1 i 2 kHz z 71,4% progów rozpoznawania mowy w trybie MATCH ($n = 55$), stwierdzono dobrą korelację $r = 0,81$.

LITERATURA

- Bohnert A, Schirkonyer V, Harmuth C, Leonhard K, Janssen T, Keilmann A (2013): Was ist neu am Neuen Mainzer Kindersprachtest? (in German: What is new with the Mainzer speech test for children), ADANO annual meeting.
- Leensen MC, de Laat JA, Snik FM, Dreschler WA (2011): Speech-in-noise screening tests by internet, part 2: improving test sensitivity for noise-induced hearing loss, International Journal of Audiology 50(11), p. 835-848.
- Schiel F (2010): BASat: New statistical resources at the Bavarian Archive for Speech Signals, In: Proc. of LREC, paper 277.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Keilmann A, Janssen T (2014): MATCH – ein neuer Kindersprachtest (in German: MATCH – a new speech test for children), DGA annual meeting.

- Suchodoletz W, Sachse S (2008): Handbuch: Sprachbeurteilung durch Eltern - Kurztest für die U7 (SBE-2-KT) (German: Manual: language assessment by parents – quick test for the U7 (SBE-2-KT)), online: [http://www.kjp.med.uni-muenchen.de/download/SBE-2-KT-Handbuch .pdf](http://www.kjp.med.uni-muenchen.de/download/SBE-2-KT-Handbuch.pdf).
- Zoth P, Bohnert A, Schirkonyer V, Keilmann A, Janssen T (2013): A new interactive & self-paced speech test for children, EFAS annual meeting.

3.1.7 Uniwersalny test mowy (UST)

METODOLOGIA

Uniwersalny test mowy (UST) zapewnia platformę do testów mowy, które podążają za typowym tokiem prezentacji słów (uporządkowanych na listach słów) na różnych poziomach mowy w celu ustalenia 50% progu rozpoznawania mowy i opcjonalnie maksymalnego poziomu dyskryminacji, który wynosi co najwyżej 100%. UST oferuje trzy fazy testowe: (1) faza słyszenia głosu (opcjonalnie) do określania poziomu, na którym słowo lub ogólnie ludzki głos może być słyszany, ale nie rozumiany, (2) faza rozumienia słowa (opcjonalnie) do określania poziomu przy którym Pacjent zaczyna rozumieć słowo i (3) faza testowa, która pozwala określić wyniki rozpoznawania mowy na różnych poziomach mowy. Opcjonalne fazy pre-testowe można wykorzystać do ustalenia poziomu początkowego dla fazy testowej. Alternatywnie można zastosować dane progu audiometrycznego (np. średni próg słyszenia w zakresie 0.5, 1 i 2 kHz). UST jest dostępny z opcjonalnym szumem ipsilateralnym do oceny zrozumiałości mowy w obecności dystraktora. Hałas kontralateralny jest dostępny do celów maskowania, np. dla Pacjentów z jednostronnym ubytkiem słuchu lub wyraźną różnicą progu słyszenia między lewym a prawym uchem. Zastosowanie kliniczne i docelowa grupa Pacjentów zależą od użytego materiału testów słownych. Typowy materiał testowy obejmuje pojedyncze sylaby, dwie sylaby / spondeje i liczby dwucyfrowe³.

Jako przykład przedstawiono test mowy Freiburgera (Halbrock, 1953), sprawdzony niemiecki test mowy dla dorosłych. Należy pamiętać, że inne testy mowy mogą wykorzystywać różne typy słów i mogą mieć na celu różne docelowe wartości rozpoznawania mowy. Test mowy Freiburgera wykorzystuje powszechnie używane rzeczowniki jednosylabowe (np. Ring, Spott, Farm, Hang, ...) i liczby dwucyfrowe, wielosylabowe (np. 98, 22, 54, ...). Listy słów oparte są na najczęściej używanych słowach w momencie ich nagrania. Listy zostały przygotowane w taki sposób, że słowa wykazują podobny rozkład fonetyczny. Test składa się z 20 list słów zawierających po 20 rzeczowników monosylabicznych i 10 list słów zawierających po 10 liczb dwucyfrowych (patrz DIN 45621-1). Test mowy Freiburgera można podzielić na dwa osobne podtesty. Oba są zwykle przeprowadzane bez ipsilateralnego szumu maskującego, w celu ustalenia rozumienia mowy w ciszy. Monosylabiczny test słów jest przeznaczony do określania indywidualnych wartości rozpoznawania mowy, tj. odsetka słów, które są poprawnie słyszane i powtarzane przez Pacjenta. Wyrażane są dla wielu poziomów mowy (65, 80, 95, 110 dB SPL), w formacie audiogramu mowy. Zamierzonym celem dwucyfrowego testu liczbowego jest określenie ubytku słuchu dla liczb przy 50% zrozumiałości. Liczby są prezentowane na dwóch poziomach mowy. Niższy odpowiada utracie słuchu Pacjenta przy 4 kHz określonej przez audiometrię tonalną plus 20 dB. Wyższy należy ustawić na poziom o 5 dB wyższy niż poziom początkowy. Początkowy poziom mowy odpowiada indywidualnemu ubytkowi słuchu przy 500 Hz dla audiogramu tonalnego plus 20 dB.

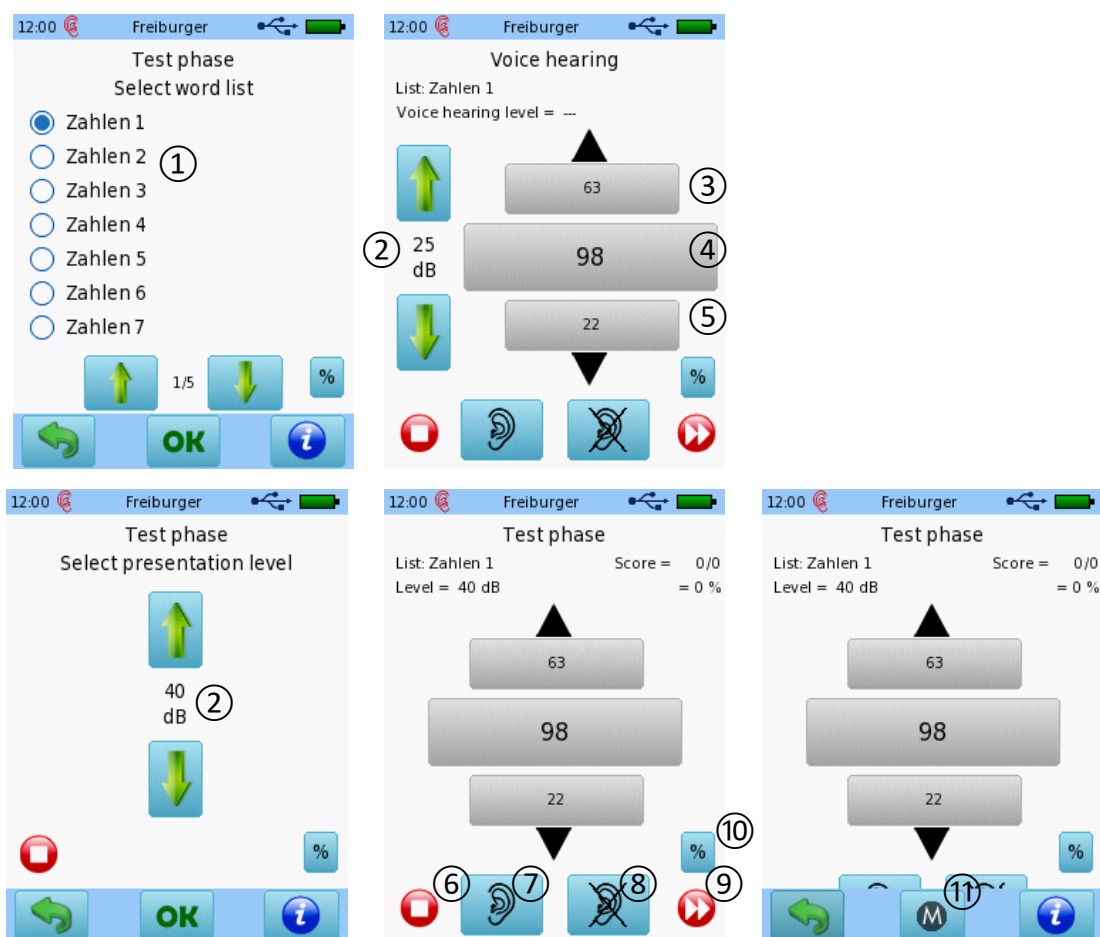
W przypadku osób o normalnym słuchu rzeczowniki jednosylabowe zwykle wymagają poziomów o 10 do 20 dB wyższych, aby osiągnąć taki sam wynik rozpoznawania mowy, jak w przypadku liczb dwucyfrowych (Brinkmann i Richter, 1997). Pacjenci z zaburzeniami słuchu mogą nie osiągnąć 100% wyniku rozpoznawania mowy, nawet przy wysokim poziomie natężenia sygnału. Dane normatywne dla słów monosylabicznych i liczb dwucyfrowych przedstawiono w DIN 45626-1.

³ Prosimy o kontakt z PATH MEDICAL w celu uzyskania przeglądu dostępnych testów mowy w ramach UST.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz test UST (np. Freiburger) z ekranu wyboru modułu. Jeśli licencja obejmuje więcej niż jeden test mowy, odpowiedni podtest UST można znaleźć w sekcji Mowa. W razie potrzeby zmień (np. szum ipsilateralny lub przeciwległy dźwięk maskujący, poziom szumu, faza słyszenia / rozumienia słów) zgodnie z wymaganiami. Pamiętaj, aby wybrać podtest UST z listami języków i słów, które pasują do umiejętności językowych Pacjenta.

Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (słuchawki nauszne, douszne lub głośniki) i rozpocznij test, wybierając ucho testowe. Przed testem badany musi zostać poinformowany o zadaniu. Podczas fazy słuchania badany powinien odpowiedzieć, czy głos został usłyszany, czy nie. Podczas fazy rozumienia słowa uczestnik odpowiada, czy słowo zostało zrozumiane, czy nie. Określony poziom rozumienia słowa jest oznaczony na audiogramie mowy jako najniższy poziom mowy z wynikiem zero. Podczas fazy testowej badany powtarza słowo. Diagnosta musi ocenić, czy słowo zostało zrozumiane poprawnie, czy nie. Należy pamiętać, że test musi być przeprowadzony przez wykwalifikowanego i prawidłowo słyszącego badającego. Badający musi wywołać bodziec i wpisać odpowiedź. Test nie jest przeznaczony do samodzielnego wykonywania przez badanego.



Rys 15: Interfejs użytkownika UST (górny lewy - wybór listy słów; górny prawy - główny interfejs użytkownika podczas fazy słyszenia głosu; dolny lewy - wybór poziomu podczas fazy testowej; dolny

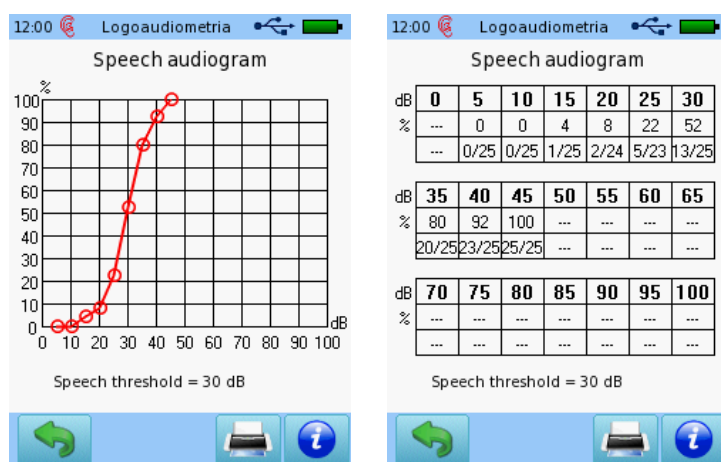
Dla każdej fazy pre-testowej i podczas samego testu, dla każdego badania diagnostycznego (tj. dla każdego testowanego poziomu mowy) należy wybrać listę słów (patrz Rys 15 - ①). Już wybrane listy słów są wyszarzone, ale można je ponownie wybrać. Upewnij się, że wcześniej przedstawione

słowa nie są jeszcze znane badanemu. Dlatego podczas fazy testowej wybierz (tj. dla każdego testowanego poziomu mowy) nową listę słów. Po wybraniu listy słów dostosuj poziom mowy do swoich potrzeb, naciskając przyciski *góra* / *dół* ②. W większości testów zazwyczaj wybiera się wiele poziomów w celu ustalenia wyników rozpoznawania mowy od bardzo niskich (około 0%) do bardzo wysokich (około 100%).

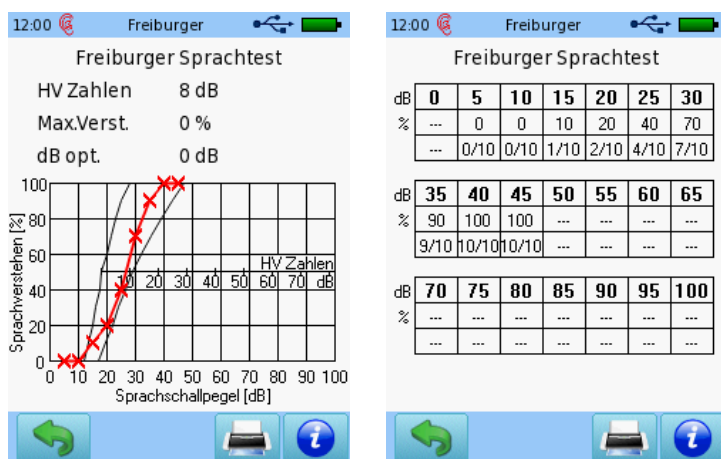
Słowo jest odtwarzane przez naciśnięcie dużego przycisku prezentowanego słowa ④. Jeśli Chcesz wybrać inne słowo z listy, możesz przeglądać listę słów za pomocą trójkątnych przycisków *góra* / *dół* znajdujących się powyżej / poniżej listy. Mniejsze przyciski słów pokazują poprzednie ③ i następne ⑤ słowo z listy. Po odtworzeniu słowa i odpowiedzi badanego, wprowadź tę odpowiedź (poprawnie powtórzone: ⑦, niepoprawnie powtórzone: ⑧). Już przetestowane słowa mają kolor zielony (poprawnie powtórzone) lub czerwony (niepoprawnie powtórzone). Test można zatrzymać, naciskając przycisk *stop* ⑥. Dowolną fazę pre-testową lub uruchomienie testowe na bieżącym poziomie mowy można anulować, naciskając przycisk *przewijania* ⑨. Bieżący ekran wyników można wyświetlić, naciskając przycisk *wyniku* ⑩. Podczas testu maskowanie można włączyć lub wyłączyć, naciskając przycisk *maskowania* ⑪ w stopce.

Po zakończeniu testu wynik (patrz Rys 16) jest przedstawiany jako audiogram graficzny i tabelaryczny wraz z progiem 50% rozpoznawania mowy. Przełączaj widoki, naciskając ekran wyników. Istnieją konkretne dostosowania wyników dla określonych testów (np. Freiburger: patrz

Rys 17).



Rys 16: Typowy wynik UST (po lewej - wykres audiogramu mowy; po prawej - tabela audiogramu mowy)

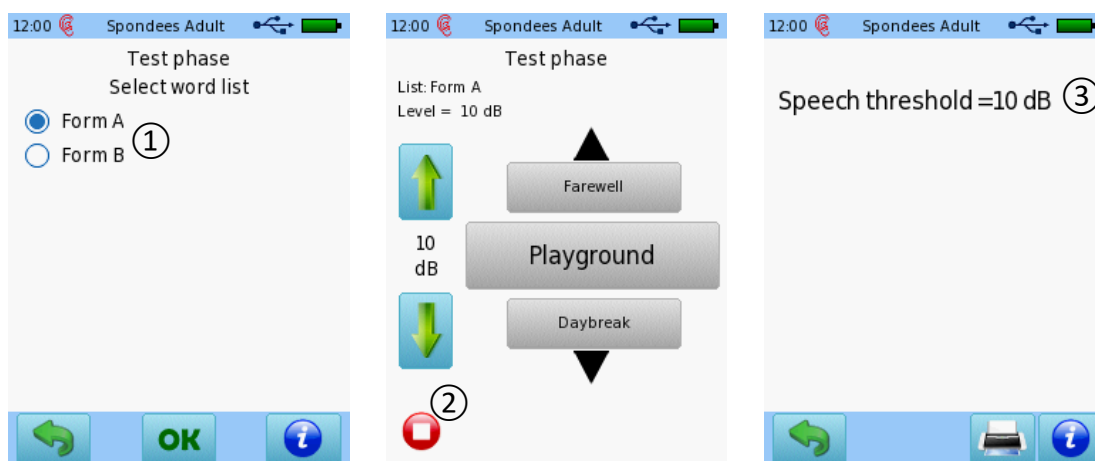


Rys 17: Konkretny wynik Freiburgera (po lewej - wykres audiogramu mowy; po prawej – tabela audiogramu mowy)

Należy pamiętać, że podczas tego testu stopka jest ukryta. Możesz wyłączyć stopkę, naciskając krótko włącznik/wyłącznik urządzenia.

Istnieją dwie adaptacje podstawowej procedury UST, jak opisano powyżej, do wykonywania określonych testów mowy.

Pierwsza adaptacja oferuje interfejs użytkownika, który umożliwia prezentację słów z jednej lub wielu list słów na różnych poziomach mowy (patrz Rys 18) w celu uproszczenia określania progu rozumienia mowy. Ten proces jest dostępny np. dla testów mowy *Spondees Children* lub *Spondees Adult*. Po wybraniu listy słów ① użytkownik zmienia poziom natężenia sygnału do momentu uzyskania progu rozpoznawania mowy. Określony próg mowy ③ to poziom ustawiony przez badającego po zakończeniu testu za pomocą przycisku *stop* ②.



Rys 18: Dostosowanie interfejsu użytkownika UST w celu uproszczenia określania progów mowy (po lewej - wybór listy; w środku - test z wyborem poziomu do określenia progu mowy; po prawej - widok wyników)

Druga adaptacja jest podobna do standardowej procedury UST, ale zapewnia wybór poziomu na głównym ekranie testu (a nie między listą wyboru słów a ekranem testu jak w przypadku standardowej procedury UST), dzięki czemu poziom można zmienić podczas przeglądania listy pojedynczych słów (patrz Rys 19). Ten proces jest dostępny np. do testów mowy NU-6, CID W-22,

PBK-50, Maryland CNC i Mots français CAD. Wynik testu jest początkowo prezentowany jako tabela, ale można go przełączyć na wykres, naciskając ekran wyników.



Rys 19: Dostosowanie interfejsu użytkownika UST do określania progów mowy z kontrolą poziomu podczas testowania pojedynczej listy (po lewej - wybór listy; w środku - test z wyborem poziomu i punktacją; po prawej - początkowy widok wyników w postaci ta

LITERATURA

- American Speech-Language-Hearing Association (1988): Determining threshold level for speech, online: <http://www.asha.org/policy/GL2005-00014.htm>
- Brinkmann K, Richter U (1997): Ensuring reliability and comparability of speech audiometry in Germany, In: Speech Audiometry (editor: Martin M), Whurr Publishers Ltd., p. 106-130.
- Causey GD, Hood LJ, Hermanson CL, Bowling LS (1984): The Maryland CNC Test: Normative Studies, Audiology 23, p. 552-568
- DIN 45621-1: Sprache für Gehörprüfung - Teil 1: Ein- und mehrsilbige Wörter (in German: Word lists for recognition tests – part 1: monosyllabic and polysyllabic words).
- DIN 45626-1: Tonträger mit Sprache für Gehörprüfung - Teil 1: Tonträger mit Wörtern nach DIN 45621-1 (in German: Sound carrier with speech for recognition tests – part 1: sound carrier with word lists in accordance with DIN 45621-1 (recording 1969)).
- Hahlbrock KH (1953): Über Sprachaudiometrie und neue Wörterteste (in German: On speech audiometry and new word-based tests). European Archives of Oto-Rhino-Laryngology 162, p. 394-431.
- Heckendorf AL, Wiley TL, Wilson RH (1997): Performance Norms for the VA Compact Disc Versions of CID W-22 (Hirsh) and PB-50 (Rush Hughes) Word Lists, J Am Acad Audiol 8, p. 163-172
- Hillock-Dunn A (2015): Pediatric Speech Recognition Measures - What's Now and What's Next!, <http://www.audiologyonline.com>
- Picard M (1997): Speech Audiometry in French speaking Quebec, Revue d'Orthophonie et d'audiologie 21(4), p. 301-311
- Schoepflin JR (2012): Back to Basics: Speech Audiometry, <http://www.audiologyonline.com>
- Stoppenbach DT, Craig JM, Wiley TL, Wilson RH (1999): Word Recognition Performance for Northwestern University Auditory Test No. 6 Word Lists in Quiet and in Competing Message, Journal of the American Academy of Audiology 10, p. 429-435
- Thomson S (2012): Comparison of Word Familiarity: Conversational Words vs. NU-6 list Words, <http://www.audiologyonline.com>

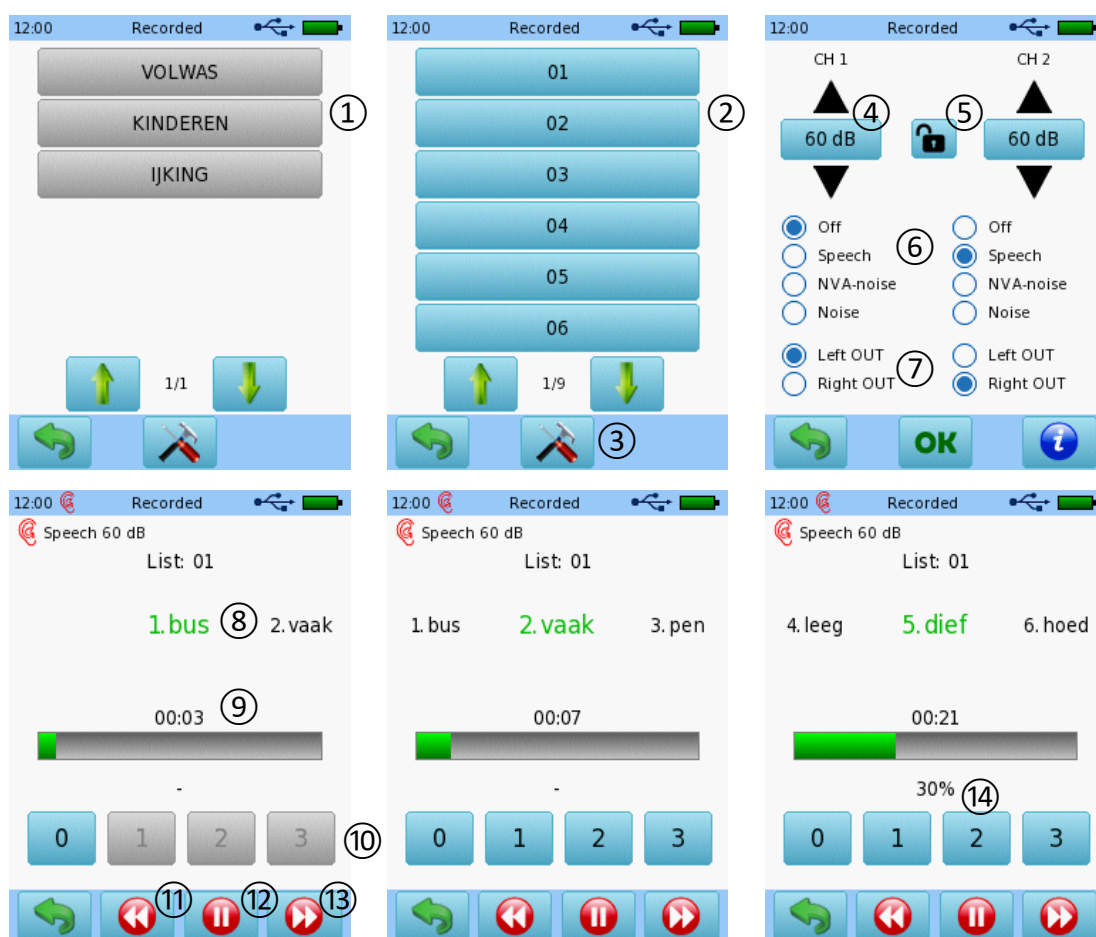
3.1.8 Test mowy z CD

METODOLOGIA

Test mowy z CD stanowi alternatywną platformę do testów rozumienia mowy, podążających za typowym tokiem prezentacji słów uporządkowanych na listach słownych, które są pogrupowane na płycie CD na jednym lub wielu poziomach głośności. Test można wykonać w ciszy lub w szumie. Opcjonalnie można zastosować kontralateralny szum maskujący. Test mowy z CD umożliwia wybranie ścieżki z płyty CD i odtwarzanie słów z tej ścieżki za pomocą funkcji start, stop i pauzy. Oceny można dokonać dla każdego prezentowanego słowa. Zastosowanie kliniczne i docelowa grupa Pacjentów zależą od użytego materiału⁴.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz podtest z CD z ekranu wyboru modułu. Jeśli licencja obejmuje więcej niż jeden test mowy, odpowiedni podtest można znaleźć w sekcji *Mowa*. Wybierz podtest z listami języków i słów, które odpowiadają umiejętnościom językowym badanego. Poniżej objaśniono proces na przykładzie testu mowy w holenderskim NVA (patrz Rys 20).

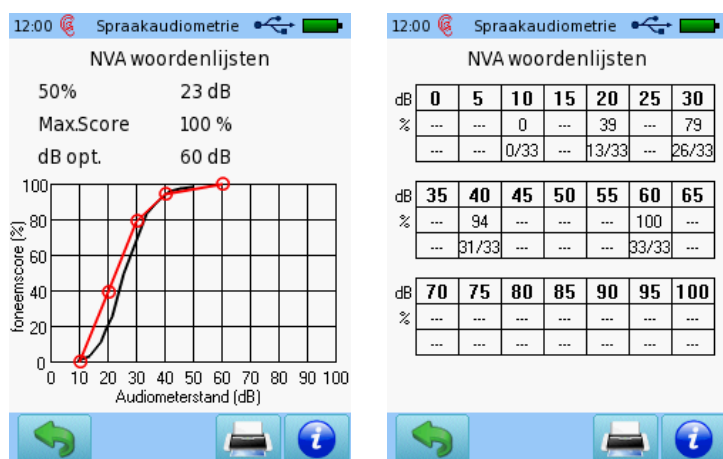


Rys 20: Interfejs użytkownika NVA (górny lewy – wybór listy; górny środkowy – wybór ścieżki; górny prawy – konfiguracja wyjścia bodźca; dolny lewy do prawego – interfejs użytkownika w różnych momentach testu na ścieżce)

⁴ Prosimy o kontakt z PATH MEDICAL w celu uzyskania przeglądu dostępnych testów mowy w ramach programu Speech CD Player.

Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (słuchawki, nauszne, douszne lub głośniki). Przed rozpoczęciem testu badany musi zostać poinformowany o zadaniu. Podczas testu badany powtarza słowo, a badający musi ocenić, czy słowo zostało zrozumiane poprawnie, czy nie. Należy pamiętać, że test musi być przeprowadzony przez wykwalifikowanego i normalnie słyszącego diagnostę, który w razie potrzeby musi kontrolować odtwarzanie bodźca i wprowadzić odpowiedź. Test nie jest przeznaczony do samodzielnego wykonywania przez badanego.

Początkowo badający musi wybrać odpowiedni materiał słowny. Każdy przycisk ① wybiera grupę ścieżek z płyty CD (np. słowa dla różnych grup wiekowych). Następnie można wybrać odpowiednią ścieżkę ② z grupy ścieżek. Aby ustawić poziom wyjściowy bodźca, naciśnij przycisk *ustawień* ③. W menu ustawień można skonfigurować wyjście dla dwóch kanałów bodźców. Dla każdego kanału można ustawić poziom natężenia mowy, naciskając przyciski *góra / dół* ④. Jeśli chcesz zmienić oba poziomy jednocześnie, możesz zablokować poziomy mowy kanału 1 i 2, naciskając przycisk *blokada* ⑤. Dla każdego kanału można skonfigurować typ bodźca ⑥ i stronę ucha ⑦. Po wybraniu ścieżki test rozpoczyna się automatycznie od odtworzenia słów z wybranej ścieżki podczas odtwarzania płyty CD. Podczas testu wyświetlane jest aktualnie odtwarzane słowo ⑧ i upływ czasu. Natychmiast po aktywacji można w dowolnym momencie nacisnąć przycisk *oceny* ⑩ (aby NVA uzyskał liczbę prawidłowych fonemów). Prezentację można przerwać, naciskając przycisk *pauzy* ⑫. Jeśli chcesz powtórzyć bieżące słowo lub przejść do następnego słowa, naciśnij przycisk *wstecz* ⑪ lub *dalej* ⑬. Naciskając dwukrotnie przycisk *Wstecz*, możesz przewinąć do poprzedniego słowa. Wynik ⑭ jest wyświetlany zgodnie z danymi wprowadzonymi przez użytkownika. Na końcu ścieżki zapisany jest pojedynczy punkt danych audiogramu mowy. Po wyjściu z testu ekran wyników jest wyświetlany jako audiogram graficzny i tabelaryczny wraz z progiem rozpoznawania mowy 50% i maksymalnym wynikiem dyskryminacji (patrz Rys 21). Między widokami przełącza się, naciskając wykres / tabelę.



Rys 21: Wynik NVA (po lewej - wykres audiogramu mowy; po prawej - tabela audiogramu mowy)

3.1.9 Test mowy żywej

METODOLOGIA

Moduł mowy żywej stanowi podstawową platformę do testów słownych z żywą prezentacją mowy przez badającego za pomocą mikrofonu. Poziom wyjściowy może być zrównoważony za pomocą miernika jednostki głośności (VU). Użytkownik jest odpowiedzialny za prawidłowy wybór, wymowę i wyważenie słów, a także za ocenę wyników. Zasadniczo znane są deficyty tej metody związane z odtwarzalnością prezentacji (np. ze względu na różny ton, jakość głosu, szybkość

wypowiadania przez badającego). Moduł mowy żywej oferuje trzy tryby: Próg wykrywania mowy (SDT), Próg rozpoznawania mowy (SRT) i Rozpoznawanie słowa (WR).

Próg rozpoznawania mowy lub próg odbioru mowy to minimalny poziom mowy, przy którym Pacjent rozpoznaje 50% materiału mowy. Rozpoznanie oznacza, że Pacjent może poprawnie odtworzyć prezentowany materiał mowy (przez powtórzenie prezentowanego materiału mowy lub przez wybranie testowanego elementu z zamkniętego zestawu opcji). Próg wykrywania mowy lub próg świadomości mowy to minimalny poziom mowy, na którym Pacjent jest w stanie zauważyć obecność mowy przez 50% czasu. Pacjent nie musi identyfikować prezentowanego materiału jako mowy, ale musi wskazywać świadomość obecności dźwięku. Rozpoznawanie słów jest podobne do progu rozpoznawania mowy, ale umożliwia ustawienie natężenia prezentacji mowy przy stopniu rozpoznawania innym niż 50%.

Kliniczne zastosowanie mowy żywej polega na określeniu progów rozpoznawania mowy lub wykrywania progów w ciszy u Pacjentów współpracujących w diagnostyce audiologicznej. Zastosowanie kliniczne i grupa docelowa Pacjentów zależą od zastosowanego materiału mowy.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz moduł *Mowa żywa* z ekranu wyboru modułu. Jeśli licencja obejmuje więcej niż jeden test mowy, odpowiedni moduł mowy można znaleźć w sekcji *Mowa*.

Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (słuchawki nauszne lub douszne). Przed rozpoczęciem testu badany musi zostać poinformowany o zadaniu. Podczas testu Pacjent powtarza prezentowany element testu (SRT, WR) lub wskazuje, że wykryto dźwięk (SDT). Badający musi ocenić, czy przedstawiony element został poprawnie zrozumiany (SRT, WR). Należy pamiętać, że test musi być przeprowadzony przez wykwalifikowanego i prawidłowo słyszącego badającego. Badający musi operować mową żywą wpisać odpowiedź. Test nie jest wykonywany samodzielnie przez Pacjenta.

Moduł *Mowy żywej* udostępnia kilka opcji konfiguracji testu (patrz Rys 22). Najpierw wybierz *tryb testowy* (SDT - próg wykrywania mowy, SRT - próg rozpoznawania mowy, WR - rozpoznawanie słowa), naciskając przycisk trybu testowego ②, aż pojawi się preferowany tryb testowy. Ucho testowe (prawe, lewe, oba) można wybrać, naciskając odpowiednie pola wyboru *ucha* ①.

Przed rozpoczęciem prezentacji żywej mowy może być konieczna regulacja poziomu wejścia mikrofonu: upewnij się, że przycisk *wejścia / wyjścia* ⑧ pokazuje *MIC*. W razie potrzeby włącz mikrofon, naciskając przycisk *wł. / wył. mikrofonu* ⑦ i mów do mikrofonu z intensywnością mowy, której użyjesz do prezentacji materiału. Dostosuj moc mikrofonu za pomocą przycisków *poziomu* ④, aby wskaźnik miernika VU ③ osiadł blisko 0 i nie docierał ciągle do czerwonego obszaru.

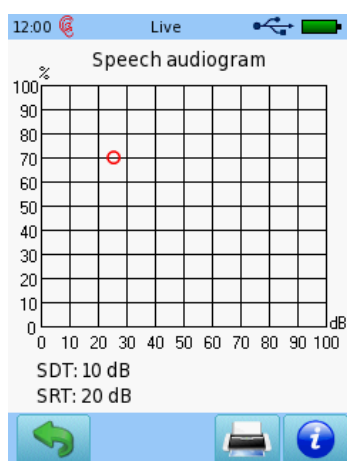
Naciśnij przycisk *zwiększania poziomu*, aby zwiększyć, a przycisk *zmniejszania poziomu*, aby zmniejszyć czułość mikrofonu. Możesz pominąć procedurę regulacji mocy mikrofonu, jeśli intensywność mowy jest odpowiednia dla danego ustawienia poziomu mikrofonu. Jeśli poziom mikrofonu jest prawidłowy, możesz przejść do ustawiania poziomu mowy: naciśnij przycisk *wejścia / wyjścia* ⑧, aby wyświetlić ikonę słuchawek i użyj przycisków *poziomu* ④, aby zmienić poziom mowy w razie potrzeby.



Rys 22: : Interfejs użytkownika funkcji Żywej mowy (po lewej - interfejs użytkownika SDT z wyłączonym mikrofonem; w środku - interfejs użytkownika SDT z włączonym mikrofonem i regulacją poziomu mikrofonu; po prawe j- interfejs użytkownika WR po zaakceptowaniu ok

Podczas testu upewnij się, że kiedy mówisz do mikrofonu, wskaźnik miernika VU pozostaje głównie w niebieskim obszarze bliskim zera. Jeśli wskaźnik stale osiąga czerwony obszar podczas prezentacji mowy żywej, dostosuj poziom mikrofonu, jak opisano powyżej. W trybie SDT lub SRT badający musi regulować poziom mowy do momentu ustalenia odpowiedniego progu. W trybie WR poprawne i niepoprawne odpowiedzi można dodatkowo policzyć, naciskając odpowiednio przycisk OK ⑨ lub *nie* OK ⑪. Wynik liczbowy i procentowy są wyświetlane ⑩. Należy pamiętać, że te wartości nie są zapamiętywane podczas zmiany poziomu mowy. Jeśli próg mowy został określony, naciśnij przycisk *akceptacji progu* ⑤. Aktualnie wybrany poziom mowy, a dla WR także punktacja są przejmowane i wyświetlane w przycisku *trybu testowego* ②. Naciśnij przycisk *stop* ⑥, aby zakończyć test.

Wyniki wszystkich trzech trybów są zapisywane. Ekran wyników pokazuje audiogram mowy zawierający wynik rozpoznawania słów oraz określony próg wykrywania i rozpoznawania mowy (patrz Rys 23).



Rys 23: Wynik żywej mowy (z wynikiem rozpoznawania słów w audiogramie mowy, progiem wykrywania mowy i progiem rozpoznawania mowy)

3.1.10 Monachijski test przesiewowy do oceny zaburzeń przetwarzania słuchowego (MAUS)

METODOLOGIA

MAUS to niemiecki test przesiewowy służący do identyfikacji osób z zaburzeniami centralnego przetwarzania słuchowego (CAPD). Test został specjalnie zaprojektowany i zatwierdzony dla dzieci w wieku od 6 do 11 lat, ale może być również stosowany dla innych grup wiekowych Pacjentów. Badanie należy przeprowadzić po wykluczeniu lub wyleczeniu obwodowego zaburzenia słuchu, włączając w to dopasowanie aparatu słuchowego, operacje, etc. W przypadku pozytywnego wyniku dotyczącego CAPD można zalecić dalszą diagnostykę w celu odróżnienia innych dysfunkcji, takich jak zaburzenia poznawcze, zaburzenia deficytu uwagi, ogólne dysfunkcje pamięci krótkotrwałej. MAUS jest dostępny tylko w języku niemieckim (nagrania: © Westra Elektroakustik GmbH 2003/2004). MAUS obejmuje trzy podtesty: sekwencję sylab, słów w szumie oraz różnicowanie i identyfikację fonemów. Te podtesty pozwalają na maksymalną czułość wykrywania CAPD (patrz sekcja WYNIKI BADAŃ). Sekwencja podtestu sylab obejmuje 18 pozycji z sześcioma słowami trzysylabowymi (np. Muwage = mu-wa-ge), sześcioma słowami czterosylabowymi i sześcioma słowami pięciosylabowymi. Wszystkie elementy są słowami bez znaczenia semantycznego. Występowanie samogłosek i spółgłosek zauważalnych dla osób z ADP jest zrównoważone. Test słów w szumie obejmuje 12 elementów na ucho z symulującym mowę ipsilateralnym szumem mowopodobnym. W przeciwieństwie do innych podtestów, dla których elementy są prezentowane dwuusznie, wszystkie słowa w szumie są prezentowane jednusznie. Test różnicowania i identyfikacji fonemów obejmuje 13 spółgłoskowo-wokalnych i 10 spółgłoskowo-spółgłoskowo-wokalnych par sylab bez znaczenia semantycznego. Cały materiał mowy jest prezentowany na stałym poziomie 65 dB HL. Czas trwania testu wynosi około 15 minut. Więcej informacji można znaleźć w części WYNIKI BADAŃ oraz w instrukcji MAUS (Nickisch i in., 2004).

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

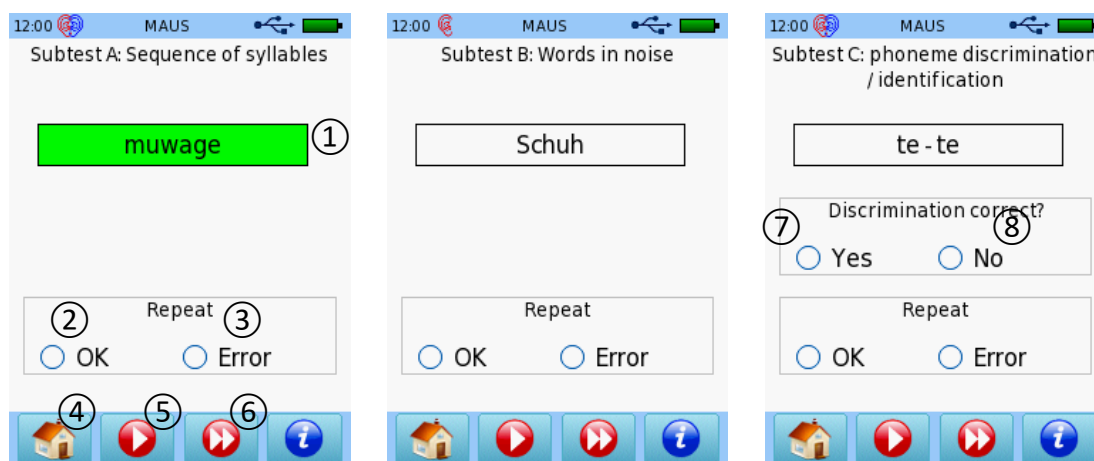
Wybierz MAUS z ekranu wyboru modułów. Jeśli dostępna jest licencja na więcej niż jeden test mowy, MAUS można znaleźć w sekcji Mowa. Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (np. słuchawki nauszne lub douszne). Test rozpoczyna się od sekwencji podtestu sylab i przechodzi do podtestu słów w szumie oraz różnicowania i identyfikacji fonemów (patrz Rys 24). W przypadku każdego podtestu poinstruuje Pacjenta o zadaniach opisanych w Tabeli 6. Instrukcje są również wyświetlane na ekranie urządzenia przed rozpoczęciem podtestu.

Instrukcje badającego	Zadania badającego
Subtest 1: Sekwencja sylab	
<i>Usłyszysz magiczne słowa. Posłuchaj uważnie i powtórz to, co usłyszałeś.</i>	
Subtest 2: Słowa w szumie	
<i>Teraz usłyszysz słowa, gdy będzie hałas. Posłuchaj uważnie i powtórz to, co usłyszałeś.</i>	
Subtest 3: Phoneme differentiation and identification	
<i>Teraz powiem dwa bezsensowne słowa. Słuchaj uważnie i powiedz mi, czy te słowa są dokładnie</i>	<i>Poczekaj na odpowiedź Pacjenta i sprawdź, czy Pacjent rozumie zadanie dla podobnych sylab.</i>

<i>takie same, czy nie! Mogą wystąpić oba przypadki. Następnie powtórz słowa we właściwej kolejności. Spróbujmy. Mi-Mi, te słowa są takie same. Jakie słowa wypowiedziałem?</i> <i>[poprawna odpowiedź:] Świetnie.</i> <i>[niepoprawna odpowiedź:] Posłuchaj uważnie jeszcze raz, powtórzę słowa... [powtórz instrukcje]</i>	
<i>Teraz posłuchaj jeszcze raz: Bo-Sa, te słowa brzmią inaczej. Czy słyszałeś to? Jakie słowa wypowiedziałem? Spróbuj teraz: Li-Pa. Czy to jest podobne czy nie?</i> <i>[poprawna odpowiedź:] Świetnie. [niepoprawna odpowiedź:] Posłuchaj uważnie jeszcze raz... [powtórz instrukcje]</i>	Poczekaj na odpowiedź Pacjenta i sprawdź, czy Pacjent rozumie zadanie dla różnych sylab.

Tabela 6: Instrukcja MAUS

Należy pamiętać, że w przypadku pierwszego podtestu (sekwencji sylab) Pacjent ma dwie próby, tj. jeśli sekwencja sylab nie została powtórzona poprawnie za pierwszym razem, element jest automatycznie odtwarzany i Pacjent może powtórzyć słowo po raz drugi. W przypadku pozostałych podtestów wszystkie elementy testowe są odtwarzane tylko raz. W celu dalszej analizy jakościowej zaleca się zapisanie nieprawidłowych odpowiedzi na osobnym arkuszu protokołu. Test nie jest wykonywany samodzielnie przez Pacjenta.

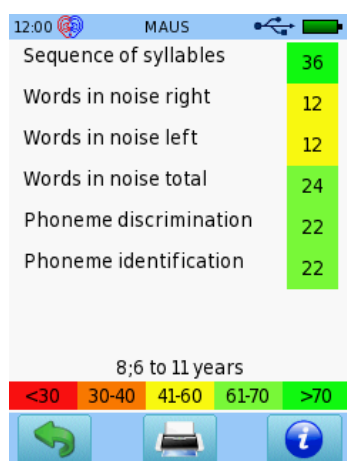


Rys 24: Interfejs użytkownika MAUS dla różnych podtestów (po lewej - sekwencja sylab; w środku - słowa w hałasie; po prawej - dyskryminacja i identyfikacja fonemów)

Bieżący element testu jest wyświetlany w polu na ekranie ①. Pole zawierające element testowy jest podświetlone na zielono przez cały czas prezentacji elementu. Status odpowiedzi można wprowadzić, wybierając przycisk OK (poprawnie powtórzony) ② lub Błąd (nieprawidłowo powtórzony) ③. W przypadku subtestu dyskryminacji i identyfikacji fonemów dodatkowo należy wprowadzić poprawność dyskryminacji (Tak: prawidłowa dyskryminacja ⑦; Nie: niewłaściwa dyskryminacja ⑧). Początkowy element testu dla każdego podtestu jest odtwarzany automatycznie. Po wprowadzeniu statusu odpowiedzi można odtworzyć następny element testu, naciskając przycisk

odtworzenia ⑤. Możesz anulować bieżący podtest i przejść do następnego podtestu, naciskając przycisk *przewijania* ⑥. Test można zatrzymać, naciskając przycisk *home* ④.

Wynik pokazuje listę punktów z kolorowym kodem (patrz Rys 25). Punkty są obliczane automatycznie na podstawie danych wprowadzonych przez badającego. Maksymalna punktacja dla sekwencji sylab to 36 punktów, dla „słów w szumie” to 12 punktów na ucho oraz dla „dyskryminacji i identyfikacji fonemów” po 22 punkty. Wynik jest mapowany na zależny od wieku zakres wartości statystycznych (t-values), który jest reprezentowany przez kolorowe obszary (<30: zdecydowanie poniżej normy, 30-40: poniżej normy, 41-60: norma, 61-70: przewyższa normę, > 70 bardzo przewyższa normę). Należy pamiętać, że nawet jeśli wszystkie odpowiedzi były prawidłowe, w niektórych grupach wiekowych wynik nie jest mapowany na najlepszy zakres wartości T. Jeśli wszystkie wyniki są w zakresie normy lub wyższe od normy, prawdopodobieństwo APD jest bardzo niskie. Jeśli co najmniej jeden wynik jest poniżej normy, może wystąpić ryzyko APD. Należy pamiętać, że test jest testem przesiewowym, który może dawać fałszywie dodatnie wyniki. Tak więc, jeśli test MAUS daje wyraźnie dodatni wynik, zaleca się dalszą diagnostykę (mi.in. ocenę poziomu inteligencji, diagnostykę neurologiczną i audiologiczną, obiektywną diagnostykę audiologiczną, etc.).



Rys 25: Wyniki MAUS

WYNIKI BADAŃ

W badaniu wstępnym przeprowadzonym przez Nickischa i Oberle (2002) 79 dzieci w wieku od 6 do 12 lat (średnio: 8,8 lat) z prawidłowym słuchem obwodowym (progi słuchowe ≤ 20 dB HL) i klinicznie zdiagnozowanym APD, w tym z dwoma lub więcej dodatnimi wynikami APD w następujących testach psychoakustycznych: teście Mottiera w zakresie czytania Zurich reading test, teście różnicowania dźwięku Heidelberga (HLAD), analizą i identyfikacją, audiometrii mowy w szumie, sekwencji liczb, dychotycznym teście słuchowym, słyszenia kierunkowego, mowy z kompresją czasową, słyszenia dwuosobowego, teście Patsy, wykrywaniem przerw i łączeniem fonemów. Analizowano częstość występowania wyników nietypowych dla osób z prawidłowym słuchem. Zbadano kombinację testów w celu uzyskania maksymalnej czułości w zakresie wykrywania APD. Stwierdzono, że połączenie trzech testów zapewnia maksymalną czułość: audiogram słowny w szumie, test Mottiera i różnicowanie fonemów z HLAD. Dane normatywne (Nickisch i in., 2004b) uzyskano od 356 dzieci w wieku szkolnym (189 mężczyzn, 167 kobiet) o średnim wieku 8,76 lat i prawidłowym słuchu obwodowym.

Przeprowadzono badanie kliniczne (Nickisch i in., 2004a) z 52 dziećmi (36 z APD, 16 bez APD) w wieku od 6 do 12 lat (średni wiek 9,5 lat) z prawidłowym słuchem obwodowym. APD zdiagnozowano, jeśli co najmniej dwa z testów wymienionych powyżej wykazały wynik dodatni APD. MAUS przeprowadzono dla porównania. Korelacja między podtestami MAUS a innymi metodami testowymi została zbadana i wyniosła $r=0,78$ (MAUS: sekwencja sylab $\leftrightarrow$ test Mottiera), $r = 0,51$ (MAUS: słowa w szumie $\leftrightarrow$ audiometria mowy w szumie), $r = 0,76$ (MAUS: różnicowanie fonemów $\leftrightarrow$ HLAD: różnicowanie dźwięku) $r = 0,81$ (MAUS: identyfikacja fonemów $\leftrightarrow$ HLAD: identyfikacja dźwięku). Wszystkie korelacje były znaczące. Współczynnik zgodności wyników badań przesiewowych APD został porównany między podtestami MAUS a innymi metodami testowymi i wyniósł 71% (MAUS: sekwencja sylab $\leftrightarrow$ test Mottiera), 75% (MAUS: słowa w szumie $\leftrightarrow$ audiometria mowy w szumie), 73 % (MAUS: różnicowanie fonemów $\leftrightarrow$ HLAD: różnicowanie dźwięku) i 87% (MAUS: identyfikacja fonemów $\leftrightarrow$ HLAD: identyfikacja dźwięku). Czułość MAUS wyniosła 97%. W rozszerzonym badaniu (Heuckmann i in., 2006) czułość została potwierdzona u 132 dzieci w wieku szkolnym (80 z APD, 52 bez APD) w wieku od 6 do 12 lat (średni wiek: 9,5 lat) i wyniosła 96%.

Niezawodność rediagnostyki z zastosowaniem testu MAUS została określona w badaniu (Heuckmann i in., 2005) z udziałem 62 dzieci w wieku od 8 do 10 lat. MAUS przeprowadzono dwukrotnie z przerwą od dwóch do sześciu tygodni między pierwszym a drugim testem. Ogólna niezawodność ponownego testu MAUS wynosiła $r = 0,75$ z podtestami w zakresie od $r = 0,64$ (sekwencja sylab) do $r = 0,75$ (różnicowanie fonemów).

LITERATURA

- Heuckmann C, Massinger C, Burger T, Nickisch A (2005): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) - Retest-Reliabilität und Sensivität (in German: Munich Auditory Screening test (MAUS) for Perception Disorders - reliability and sensitivity), DGPP annual meeting.
- Heuckmann C, Massinger C, Burger T, Kunze S, Nickisch A (2006): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) – Untersuchungen zur Kriteriumsvalidität (in German: Munich Auditory Screening test (MAUS) for Perception Disorders – Analysis of criteria validity), DGPP annual meeting.
- Nickisch A, Oberle D (2002): Analyse von Testprofilen bei auditiven Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (in German: Analysis of test profiles for auditory processing disorders), In: Aktuelle phoniatriisch-pädaudiologische Aspekte (in German: Current phoniatriac-paedaudiological aspects) (editors: Kruse E, Gross M), Median-Verlag, p. 327-331.
- Nickisch A, Heuckmann C, Burger T (2004): MAUS manual, Westra Elektroakustik.
- Nickisch A, Heuckmann C, Burger T, Massinger C (2006): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) (in German: Münchner screening of auditory perception disorders (MAUS)), Laryngorhinootologie, 85, pp.253–259.

3.1.11 Bochumski test słuchowy dyskryminacji słownej (BASD)

METODOLOGIA

Bochumski test dyskryminacji słownej (BASD) zapewnia baterię testów audiometrycznych do wykrywania deficytów rozwoju mowy i powiązanych zaburzeń przetwarzania słuchu (APD), tj. deficytów funkcjonalnych, które nie są powodowane przez obwodowe zaburzenia słuchu lub zaburzenia deficytu uwagi. BASD bada przetwarzanie dźwiękowe bodźców mowy i niemowy poprzez pomiar tylko zauważalnych różnic (JND) w modulacji częstotliwości, poziomu, czasu trwania i amplitudy prezentowanego sygnału sinusoidalnego. BASD opiera się na lipskim projekcie badawczym służącym do oceny zaburzeń przetwarzania słuchowego podczas rozwoju dziecka (LIPP: patrz Ludwig, 2008). Dodatkowymi elementami testowymi są bodźce słowne, służące do testowania rozróżnienia między spółgłoskami ba / ga (contrast w dźwięczności) i ga / ka (kontrast w miejscu artykulacji). Test został zaprojektowany w formie zabawowej, tj. gra pamięciowa. Jest przeznaczony szczególnie dla dzieci od 4 r.ż. Test można jednak zastosować również w przypadku innych grup wiekowych Pacjentów. Test jest przeprowadzany jako procedura wyboru z trzema alternatywami. Zadanie polega na znalezieniu dwóch podobnych elementów (tj. zawierających tą samą spółgłoskę, o tej samej częstotliwości, poziomie głośności, czasie trwania) spośród trzech alternatyw. Dwa podobne elementy są losowo rozmieszczone na trzech kartach. Po naciśnięciu karty, obrazy pojawiają się podobnie jak w grze pamięciowej. Jeśli dwie wybrane karty pokazują ten sam obraz, odpowiedź była poprawna. Zapewnia to badanemu natychmiastową informację zwrotną, a tym samym zwiększa motywację.

Parametry początkowe ustawia się w następujący sposób: różnice poziomu bodźca od 5 do 20 dB (kroki 5 dB), różnice w czasie trwania od 100 do 300 ms (kroki po 50 ms), a różnice częstotliwości ustawia się na 0.05, 0.1, 0.2, 0.4, 0.8 i 1.6 oktawy. Podstawowe częstotliwości to 500 Hz i 1 kHz. W podteście z modulacją amplitudy referencyjna częstotliwość modulacji wynosi 20 Hz. Ton modulowany ma częstotliwość modulacji $20 \text{ Hz} + x \text{ Hz}$, przy x w zakresie od 0 do 80. Tryby stymulacji to: jednouszny (lewe lub prawe ucho), dychotyczny (sygnał ipsilateralny, szerokopasmowy szum kontralateralny), dwuuszny (ten sam sygnał w obu uszach), a także międzyuszny (ten sam bodziec do ucha przeciwnego, inny bodziec do ucha testowego).

W celu określenia JND stosowany jest algorytm adaptacyjny, bazujący na zmianie wielkości kroku w zależności od czasu trwania pomiaru, tj. na początku kroki są większe w porównaniu do tych na końcu procedury. W przypadku testów poziomu, częstotliwości i czasu trwania na początku badania parametr docelowy (tj. różnica poziomu, różnica częstotliwości, różnica czasu trwania) jest zwiększana / zmniejszana po każdej próbie, później jest zwiększana / zmniejszana po dwóch próbach (zmniejszana, jeśli obie próby były prawidłowe, zwiększana, jeśli co najmniej jedna próba była niepoprawna). JND obliczane są na podstawie punktów odwrotnych.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz *BASD* z ekranu wyboru modułu. Jeśli licencja obejmuje więcej niż jeden test mowy, test można znaleźć w sekcji *Mowa*. W razie potrzeby zmień parametry (np. poziom prezentacji, tryb prezentacji, częstotliwość w tonalnych, początkową różnicę poziomu, częstotliwości i czasu trwania, liczbę prób i cofnięć) zgodnie z wymaganiami.

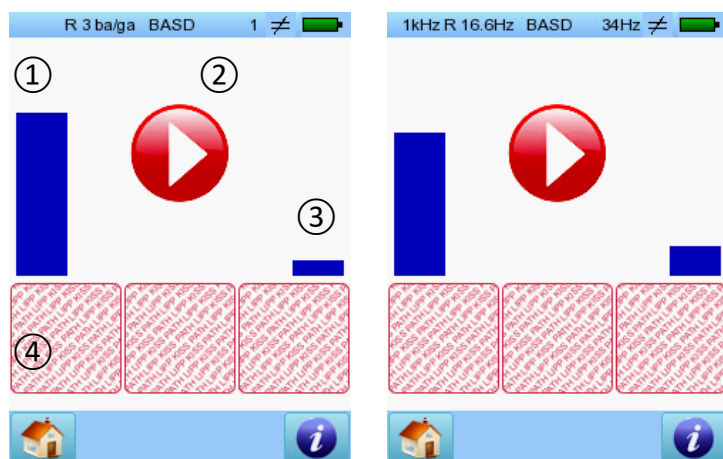
Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (np. słuchawki nauszne lub douszne) i rozpocznij test, wybierając ucho testowe. Dostępne konfiguracje ucha testowego zależą od wyboru trybu prezentacji (*jednouszny*, *dwuuszny*, *dychotyczny*, *międzyuszny*) w ustawieniach modułu. Jeśli

wybrano *test jednouszny*, *dychotyczny* lub *interauralny*, możesz przetestować ucho prawe lub lewe. Jeśli wybrano badanie *dychotyczne*, wszystkie bodźce testowe są przedstawiane wraz z szumem kontralateralnym. Jeśli wybrano test *międzyuszny*, wszystkie bodźce testowe są prezentowane z trzema identycznymi bodźcami kontrateralnymi (np. prawe ucho wybrane do podtestu ba / ga - prawe ucho: ga - ba - ga, lewe ucho: ga - ga - ga). W przypadku wybrania obuusznego oba uszy są badane razem.

Przed rozpoczęciem testu badany musi zostać poinformowany o zadaniu. Zadaniem jest słuchanie trzech bodźców reprezentowanych przez trzy plansze. Dwa z tych trzech bodźców są identyczne, tj. Zawierają te same spółgłoski, poziom, częstotliwość, czasu trwania lub amplitudę. Dwa identyczne bodźce zostaną wskazane przez Pacjenta poprzez odślonięcie odpowiednich dwóch kart.

W zależności od wieku i zdolności intelektualnych, test może być przeprowadzony całkowicie samodzielnie (tj. badany wywołuje bodziec i wchodzi w reakcję) po instrukcji lub z pomocą badającego. Nadzór wykwalifikowanego diagnosty zalecany jest przez cały czas.

Podczas uruchamiania testu wyświetlany jest główny interfejs użytkownika (patrz Rys 26). Bodziec można wywołać, naciskając przycisk *odtwarzania* ②. Prezentację bodźca można powtórzyć, ponownie naciskając przycisk *odtwarzania*. Pacjent odpowiada naciskając dwie z trzech kart pamięci ④ odpowiadających bodźcom uważanym za podobne pod względem właściwości docelowej (spółgłoska, poziom, częstotliwość, czas trwania, modulacja amplitudy). Jeśli wybrane karty są prawidłowe, test przechodzi do następnej próby. Jeśli wybrane karty nie są poprawne, trzecia karta jest automatycznie odkrywana, aby przekazać informacje zwrotne na temat tego, która kombinacja byłaby poprawna. Niebieskie paski po lewej ① i prawej przycisku odtwarzania reprezentują talie kart pokazujące postęp testu, tj. lewy pasek zmniejsza się z każdą próbą, a prawy pasek zwiększa się z każdą poprawną odpowiedzią.



Rys 26: Interfejs użytkownika BASD (po lewej - różnicowanie ba / ga; po prawej - różnicowanie częstotliwości)

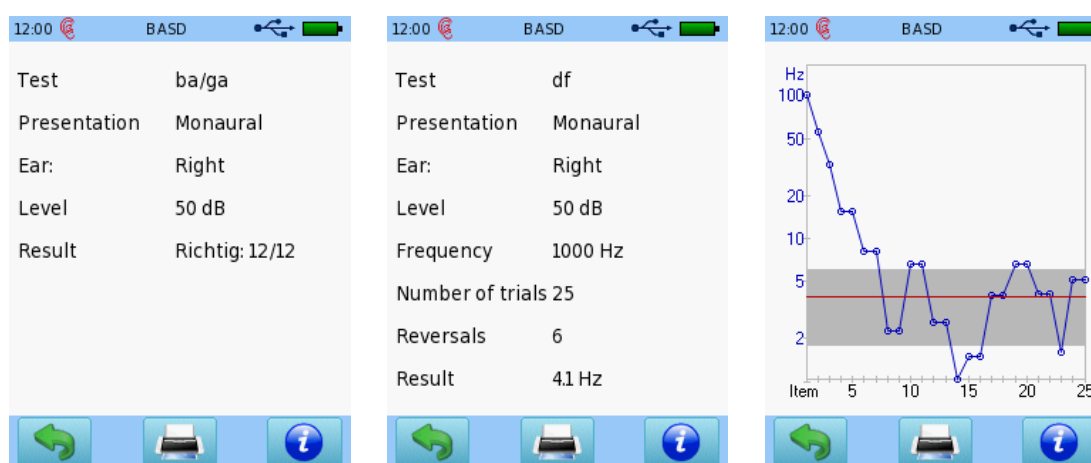
Nagłówek zawiera różne informacje, jak wyjaśniono w Tabeli 7.

Częstotliwość	Ucho	Bieżąca różn. / Bieżąca pozycja różn. Elementów	Typ testu	Poprzed. różn. / Poprzed. niewybr. element	
500 Hz, 1 kHz dla testów tonalnych	R (prawe), L (lewe), B (obuuszny)	Wartość różnicy dla testów tonalnych lub pozycja różnych elementów	ba/ga bu/ ga/ka niedostępne dla testów tonalnych	Wartość różnicy dla testów tonalnych lub pozycja niewybr. elementu	≠ poprawnie (różnica mogła zostać wykryta) = niepoprawnie

Tabela 7: Informacje nagłówka BASD

Na przykład lewy zrzut ekranu z Rys 26 zawiera następujące informacje: test przeprowadzony na prawym uchu, bieżący element, który różni się od pozostałych dwóch elementów, jest trzecim elementem (tj. elementem po prawej stronie ekranu), przeprowadzony podtest to ba / ga, poprzednio nie naciśnięty przycisk to przycisk po lewej stronie ekranu (tzn. naciśnięto środkowy i prawy przycisk), odpowiedź była poprawna. Prawy zrzut ekranu z Rys 26 zawiera następujące informacje: test jest wykonywany tonem 1 kHz przy prawym uchu, aktualna różnica częstotliwości wynosi 16,6 Hz, poprzednia różnica częstotliwości wynosiła 34 Hz, odpowiedź była poprawna.

Wyniki BASD są pokazane jako punktacja dla testów spółgłoskowych i jako próg dyskryminacji dla testów tonalnych (patrz Rys 27). Dla testów tonalnych przebieg czasowy odpowiedzi wyświetla się, naciskając ekran wyników. Dostępne są wstępne dane normatywne (patrz WYNIKI BADAŃ).



Rys 27: Wynik BASD (po lewej: różnicowanie ba / ga; środek, po prawej: dane wyniku różnicowania częstotliwości i przebieg czasowy)

WYNIKI BADAŃ

W badaniu przeprowadzonym na uniwersytecie w Lipsku (Freigang i in., 2011) test LIPP (podobny do części BASD bez mowy) przeprowadzono u 59 dorosłych w wieku od 65 do 89 lat. Testy przeprowadzono na poziomie bodźca 35 dB SL z prezentacją jednouszną, dychotyczną i interauralną. Pomiarzy wskazały znaczne zależne od wieku pogorszenie zdolności do rozróżniania właściwości akustycznych. Co najważniejsze, dyskryminacja częstotliwości i czasu trwania przy niskich częstotliwościach testowych była podwyższona, co można tłumaczyć pogorszeniem przetwarzania zależnego od czasu i fazy na poziomie pnia mózgu i poziomie korowym.

W ramach projektu wspieranego przez niemieckie Federalne Ministerstwo Edukacji i Badań Naukowych (BMBF) opracowano program diagnostyki zaburzeń mowy dla dzieci w wieku przedszkolnym (Neumann, 2012). Program badań przesiewowych powinien pozwolić na rozróżnienie między normalnym rozwojem mowy (grupa A), zauważalnymi zaburzeniami rozwoju mowy z potrzebą edukacyjnego treningu mowy (grupa B), a zaburzeniami rozwoju mowy z potrzebą terapii (grupa C) - ponadto pozwalają na wykrycie przypadków APD w każdej z grup. Wcześniej opracowany test przesiewowy dla dzieci, o nazwie KiSS (Euler i in., 2010) wykazał dobrą czułość i swoistość w rozpoznawaniu zaburzeń rozwoju mowy, ale niewystarczająco dyskryminuje różnice między grupami B i C. Zadaniem projektu LIPP było opracowanie ulepszonej baterii testów psychoakustycznych do badania przetwarzania słuchowego (z rozróżnieniem między grupami od A do C) u dzieci w wieku od 4 do 5 lat. Ponadto zbadano korelacje pomiędzy wynikami badań subiektywnych i wynikami badań elektrofizjologicznych, oceniających przetwarzania tych samych bodźców, tj. potencjały niezgodności (MMN).

U 189 dzieci w wieku przedszkolnym w wieku od 4,0 do 4,5 lat badano BASD podczas kilku testów referencyjnych. Słyszenie peryferyjne badano za pomocą audiometrii tonalnej, tympanometrii, progu odruchu strzemiączkowego i testu zrozumiałości mowy Göttingera (w ciszy) dla dzieci. Rozwój mowy badano za pomocą testu słownego AWST-R dla dzieci, testu rozwoju mowy SET-K 3-5 dla dzieci (podtestami budowy reguł morfologicznych, rozumienia mowy, fonologicznego zapamiętywania słów, zapamiętywania zdań), testu artykulacji PLAKSS oraz testu mowy KiSS.2 dla dzieci. Przetwarzanie słuchowe przetestowano za pomocą testu zrozumiałości mowy Göttingera (w ciszy / w szumie) dla dzieci, testu dychotycznego Uttenweiler, testu Mottiera, kwestionariusza rodzicielskiego. Zdolności poznawcze testowano za pomocą kolorowych progresywnych matryc (CPM), testu inteligencji bez języka oraz badania foniatrycznego / audiologicznego. Na podstawie tych testów eksperci sklasyfikowali ogólny rozwój mowy i podejrzenie APD dla każdego dziecka. Spośród 189 dzieci 120 (63,5%) zaklasyfikowano do grupy A, 37 (19,6%) do grupy B, a 32 (16,9%) do grupy C. Spośród 188 dzieci u 13 (6,9%) podejrzewano APD. Z dzieci z dodatnim wynikiem APD 2 (1,7%) pochodziło z grupy A, 4 (10,8%) z grupy B, a 7 (22,6%) z grupy C. Czułość KiSS.2 na wykrywanie wyraźnego rozwoju mowy (w tym w grupach B i C) wyniosła 89,7%, swoistość 89,1%. U 71 z 189 dzieci (z podobnym udziałem każdej grupy od A do C) zastosowano MMN. Nie było istotnych różnic między grupami testowymi.

Normatywne dane BASD zostały ustalone w badaniu z udziałem 293 dzieci w wieku od 4,0 do 5,11 lat. Można zaobserwować zależny od wieku efekt rozwoju mowy. Mediany progów dyskryminacji przedstawiono w Tabeli 8 dla różnych grup wiekowych. W przypadku różnicowania częstości wystąpiły przerwy zależne od wieku. Uznając dyskryminację częstotliwości przekraczającą 500 Hz za nieważną, 35% wszystkich danych z grupy wiekowej 4,0 do 4,5 lat trzeba było usunąć. Odsetek ten zmniejszył się wraz ze wzrostem wieku do 9% dla grupy wiekowej 5,6 do 5,11 lat. Oznacza to, że podtest dyskryminacji częstotliwości może nie być odpowiedni dla bardzo małych dzieci.

Wiek (lata)	4;0-4;5	4;6-4;11	5;0-5;5	5;6-5;11
Poziom [dB]	8.7 [n=143]	8.6 [77]	7.6 [50]	6.0 [23]
Częstotliwość [Hz]	67.8 [103]	69.0 [59]	62.3 [41]	40.0 [21]
Czas trwania [ms]	146.0 [143]	146.7 [77]	113.4 [50]	65.3 [23]
Ga-Ka [score/12]	6 [122]	5 [73]	6 [50]	10 [23]
Ba-Ga [score/12]	6 [125]	8 [74]	9 [50]	11 [23]

Tabela 8: Mediany progowych wartości dyskryminacyjnych BASD dla różnych grup wiekowych

Dane normatywne dla percentyla 90% pokazano dla różnych grup wiekowych w Tabeli 9. Korelacja między podtestami BASD i klasyfikacją ekspercką była znacząca dla częstotliwości podtestów (jeśli usunięto nieprawidłowe wyniki pochodzące głównie od małych dzieci), miejsca artykulacji i dźwięczności. Zbadano również różnicowanie APD. Można znaleźć istotne korelacje między udźwięcznieniem i decyzjami ekspertów, a także czasem trwania i podejrzeniem rodziców lub pracowników opieki nad dziećmi.

Wiek (lata)	4;0-4;5	4;6-4;11	5;0-5;5	5;6-5;11
Poziom [dB]	13.4	13.4	12.7	12.7
Częstotliwość [Hz]	296	344	223	70
Czas trwania [ms]	249	254	158	157
Ga-Ka [score/12]	2	2	2	4
Ba-Ga [score/12]	2	3	5	6

Tabela 9: BASD 90 % percentyl dla różnych grup wiekowych

LITERATURA

- Biedermann F (2004): Zentrale Verarbeitung akustischer Informationen nach unilateralen Läsionen im auditorischen Di- und Telenzephalon (in German: Central processing of acoustic information after unilateral lesions in the auditory di- and telencephalon), dissertation, University of Leipzig.
- Biedermann F, Bungert P, Dörrscheidt GJ, von Cramon DY, Rübsamen R (2008): Central auditory impairment in unilateral diencephalic and telencephalic lesions, *Audiology and Neurotology* 13, p. 123-144.
- Bungert-Kahl P, Biedermann F, Dörrscheidt GJ, von Cramon DY, Rübsamen R (2004): Psychoacoustic test tools for the detection of deficits in central auditory processing: Normative data, *Audiological Acoustics* 43, p. 48-71.
- Euler HA, Holler-Zittlau I, van Minnen S, Sick U, Dux W, Zaretsky Y, Neumann K (2010). Psychometrische Gütekriterien eines Kurztests zur Erfassung des Sprachstandes vierjähriger Kinder, (in German: Validity criteria of a short test to assess speech and language competence in 4-year-olds), *HNO* 58, p. 1116–1123.
- Freigang C, Schmidt L, Wagner J, Eckardt R, Steinhagen-Thiessen E, Ernst A, Rübsamen R (2011): Evaluation of central auditory discrimination abilities in older adults, *Frontiers in Aging Neuroscience* 3(6)

- Ludwig A (2008): Psychoakustische Untersuchungen zu zentral-auditiven Verarbeitungsstörungen während der Kindesentwicklung (in German: Psycho-acoustical examinations regarding central-auditory processing disorders during child development), dissertation, University of Leipzig.
- Neumann K (2012): Ein Screening-Verfahren zur flächendeckenden Erfassung des Sprachstandes vier- bis viereinhalbjähriger Kinder: Optimierung, Validierung, Erweiterung, elektrophysiologische Fundierung (in German: A screening procedure for a comprehensive acquisition of the speech status in 4- to 4,5-year-old children: optimization, validation, extension, electro-physiological foundation), final report of BMBF project DLR 01GJ0982.
- Neumann K, Moliadze V, Bieck S, Oswald J, Darquea M, Euler H, Zeratsky Y, Dazert S (2012a): Auditive Verarbeitung und Wahrnehmung vierjähriger Kinder: ein neues Testverfahren mit sprachfreien und sprachhaltigen Stimuli (in German: Auditory processing and perception of 4-year-old children), DGA annual meeting.
- Neumann K, Zaretsky Y, Euler HA, Kunz L, Looschen A, Beste C, Ocklenburg S, Lücke T, Schirkonyer V, Oswald J (2012b): A new test to assess central auditory processing of 4-year-old children: A psychoacoustic and MMN study, NHS annual meeting.

3.1.12 Kwestionariusz oceny słuchu dla osób starszych (HHIE-S)

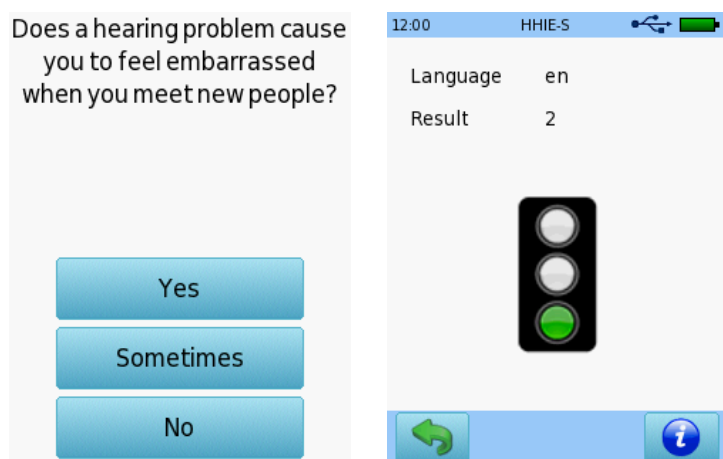
METODOLOGIA

W kwestionariuszach przesiewowych badani proszeni są o ocenę stanu słuchu przez udzielenie odpowiedzi na jedno lub więcej szczegółowych pytań. Kwestionariusz HHIE został opracowany i ustandaryzowany przez Ventry i Weinstein (1982) i zawierał 25 pytań. Skrócona wersja przesiewowa HHIE-S (Weinstein, 1986) zawiera 10 pytań dotyczących ograniczeń aktywności, ograniczeń uczestnictwa oraz związanych z nimi uczuć i emocji codziennego życia. Na przykład jedno z pytań z kategorii emocjonalnej brzmi: *Czy problem ze słuchem powoduje, że czujesz się zawstydzony podczas poznawania nowych ludzi?* Na przykład jedno z pytań kategorii ograniczenia uczestnictwa brzmi: *Czy masz trudności ze słyszeniem, gdy ktoś mówi szeptem?* Odpowiedź może brzmieć *Tak*, *Czasami* lub *Nie*. Odpowiedzi są dopasowane do wielopunktowej skali odpowiedzi: *Tak* = 4 punkty, *Czasami* = 2 punkty i *Nie* = 0 punktów. Całkowity wynik jest obliczany przez dodanie punktów, a następnie jest porównywany ze zdefiniowanym punktem odcięcia w celu podjęcia decyzji o zaliczeniu lub niepowodzeniu. Zwykle kwestionariusz jest wykonywany w formie administracyjnej. Badający następnie odczytuje głośno każde pytanie i możliwe kategorie odpowiedzi, czeka na odpowiedź badanego i wypełnia odpowiednią odpowiedź w formularzu.

Kwestionariusz jest specjalnie zaprojektowany do badań słuchu u osób starszych, jednak może być również stosowany w przypadku innych grup wiekowych Pacjentów. Należy pamiętać, że jest to test samooceny, a zatem zależy od współpracy badanego i zdolności do uczciwego i realistycznego reagowania, a zatem może wykazywać wynik odbiegający od rzeczywistego stanu słyszenia. Zalecana jest dalsza diagnostyka audiologiczna, szczególnie jeśli wynik badania HHIE-S sugeruje problemy ze słuchem.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz HHIE-S z ekranu wyboru modułu. Wybierz język, w którym chcesz wykonać kwestionariusz. Poinformuj badanego o zadaniu: zadany będzie szereg pytań z codziennych sytuacji życiowych (patrz Rys 28 po lewej). Uczestnik powinien odpowiedzieć *Tak*, *Czasami* lub *Nie*, w zależności od tego, która odpowiedź wydaje się najbardziej odpowiednia. W zależności od wieku i zdolności intelektualnych test może być przeprowadzony całkowicie samodzielnie po instruktażu lub z pomocą badającego (tj. badający czyta pytania i / lub zaznacza odpowiedzi). Wynik jest pokazany jako punktacja ze statusem sygnalizacji świetlnej (patrz Rys 28 po prawej).



Rys 28: Interfejs użytkownika HHIE-S (po lewej) i wynik (po prawej)

Należy pamiętać, że podczas tego testu stopka jest ukryta. Możesz włączyć stopkę, naciskając krótko przyciski włącznika / wyłącznika urządzenia.

WYNIKI BADAŃ

Jupiter i DiStasio (1998) badali skuteczność HHIE-S u 50 osób w wieku od 65 do 85 lat bez historii choroby otologicznej, narażenia na hałas na wysokim poziomie lub działanie substancji ototoksycznych. W badaniu przeprowadzono kwestionariusz HHIE-S wraz z wyznaczeniem średniej częstotliwości progowej czystego tonu trzech częstotliwości (0.5, 1, 2 kHz) (wskaźnik Fletchera) w uchu lepszym. Średni wynik HHIE-S wyniósł 9,8, podczas gdy średni próg czystego tonu wyniósł 36,8 dB HL. Korelacja między wynikiem HHIE-S a średnią progową czystego tonu wyniosła $r=0,67$ dla pytań sytuacyjnych, $r=0,52$ dla pytań emocjonalnych i $r=0,63$ dla wszystkich pytań.

LITERATURA

- Jupiter T, DiStasio D (1998): An evaluation of the HHIE-S as a Screening Tool for the elderly homebound population, Journal of the Academy of Rehabilitative Audiology 31, p. 11-21
- Ventry IM, Weinstein BE (1982): The hearing handicap inventory for the elderly: a new tool, Ear and Hearing 3(3), p. 128-134.
- Weinstein BE (1986): Validity of a screening protocol for identifying elderly people with hearing problems, American Speech-Language-Hearing Association 28, p. 41-45.

3.2 Fizjologiczne procedury testowe

Fizjologiczne procedury testowe obejmują emisje otoakustyczne (OAE), słuchowe potencjały wywołane (AEP), przedsionkowe wywołane potencjały miogenne (VEMP), audiometrię impedancyjną (tympanometria oraz pomiary odruchów strzemiączkowych) i inne testy, które opierają się na pomiarze właściwości fizjologicznych.

Procedury testów fizjologicznych (z wyjątkiem VEMP) nie wymagają aktywnego udziału badanego pacjenta podczas testu. W przeciwieństwie do testów psychoakustycznych, zdolność i gotowość pacjenta do współpracy odgrywają jedynie podrzędną rolę. Niemniej jednak, pewna współpraca jest konieczna. Może to obejmować (w zależności od procedury testowej), że pacjent zachowuje spokój, nie połyka, nie porusza się lub nie usuwa przetwornika lub innego odpowiedniego sprzętu testowego z wymaganej pozycji podczas testu. W przeciwieństwie do psycho-akustycznych procedur testowych, fizjologiczne procedury testowe mogą być przeprowadzane u pacjentów, którzy nie są w stanie lub nie chcą wykonać zadania psycho-akustycznego, tj. u pacjentów, którzy są zbyt młodzi lub w inny sposób niezdolni do reagowania behawioralnego. Mogą to być noworodki i małe dzieci, pacjenci niepełnosprawni umysłowo lub fizycznie lub osoby symulujące ubytek słuchu. Egzaminator musi upewnić się, że pacjent jest w stanie spełnić odpowiednie warunki wstępne (np. zachować ciszę podczas testu). Ponadto starsi pacjenci powinni zostać poinformowani o procedurze badania, aby wiedzieli, czego mogą się spodziewać podczas testu. Może to pozytywnie wpłynąć na relaksację pacjenta. VEMP wymaga aktywnego udziału pacjenta, ponieważ badany pacjent musi wykonać określony skurcz mięśni (ruch głowy, spojrzenie w określonym kierunku) i dlatego ma zastosowanie tylko u pacjentów, którzy są w stanie i chcą wykonać wymagane zadanie.

W zależności od wybranej procedury testowej, musi być zapewnione odpowiednie środowisko testowe – co oznacza konieczność zapewnienia warunków niskiego hałasu zewnętrznego (w przypadku OAE) i niskiego promieniowania elektromagnetycznego (w przypadku AEP). Nieprzestrzeganie zaleceń producenta może bowiem pogorszyć rezultaty badań.

Fizjologiczne procedury testowe opierają się na określonych procesach biologicznych, które są aktywne i możliwe do zaobserwowania na różnych piętrach drogi słuchowej, a zatem odzwierciedlają mechaniczne lub neurologiczne funkcjonowanie układu słuchowego. Dlatego testy fizjologiczne mogą być stosowane do topologicznej diagnostyki słuchu, tj. do wykrywania miejsca upośledzenia na drodze słuchowej. Tympanometria, OAE i AEP są w stanie rozróżnić zaburzenia ucha środkowego, ślimaka i neuronalne. Jest to ważne, ponieważ odpowiednie leczenie zaburzeń słuchu można zaordynować tylko wtedy, gdy wiadomo, na którym fragmencie drogi słuchowej występuje zaburzenie. Dzięki testom psychoakustycznym możliwe jest rozróżnienie między ubytkiem słuchu przewodzeniowym a zmysłowo-nerwowym poprzez ocenę różnicy między progami słuchowymi oznaczonymi dla przewodnictwa powietrznego i kostnego. Jednak rozróżnienie niedosłuchów zmysłowo-nerwowych, tj. rozróżnienie między zaburzeniami czuciowymi (ślimakowymi) i nerwowymi za pomocą subiektywnych testów, może być mało wiarygodne, z uwagi na ograniczoną czułość odpowiednich testów (np. wskaźnika czułości krótkiego przyrostu (SISI), Fowlera, Carharta). Ponadto u niemowląt i innych Pacjentów niewspółpracujących nie można wiarygodnie wykonać testów psychoakustycznych. Ponadto VEMP można wykorzystać do oceny stanu układu przedsionkowego.

W badaniach psychoakustycznych prawidłowe umiejscowienie przetwornika i kalibracja są ważne dla uzyskania wiarygodnego wyniku. Nieprawidłowe umieszczenie przetwornika lub użycie nieprawidłowo skalibrowanego przetwornika może zafałszować wynik.

Jeśli nie podano inaczej, wszystkie badania fizjologiczne można przeprowadzić u osób w każdym wieku, o ile można oczekiwać odpowiedniego udziału i współpracy.

3.2.1 Emisje otoakustyczne / otoemisje akustyczne – zarys ogólny

Odkrycie emisji otoakustycznych (OAE) (Kemp, 1978) stworzyło szybkie, wydajne i wszechstronne narzędzie do diagnozowania integralności ślimaka. Pomiary OAE są dziś standardową częścią baterii testowej. OAE są mierzone za pomocą bardzo czułego, niskosumowego mikrofonu w sondzie usznej umieszczonej w zewnętrznym przewodzie słuchowym. Rozróżnia się otoemisje spontaniczne i wywołane. OAE są produktem ubocznym nieliniowego procesu wzmocnienia dźwięku w ślimaku (Davis, 1983; Dallos, 1992). OAE to emisje dźwięku o niskim poziomie natężenia dźwięku, generowane przez zewnętrzne komórki włosów (OHC) ucha wewnętrznego. Poziomy OAE zależą od liczby funkcjonujących zewnętrznych komórek rzęsatych przy prawidłowej funkcji ucha środkowego. Poziomy OAE zależą również od objętości przewodu słuchowego. Z powodu mniejszej objętości przewodu słuchowego amplituda OAE u noworodków jest zwykle wyższa w porównaniu z dorosłymi (Norton, 1992; Lasky, 1998a, b; Abdala, 2000). W rezultacie łatwiej jest zmierzyć OAE u noworodków, niż u osób dorosłych.

Spontaniczne emisje otoakustyczne (SOAE) są sygnałami sinusoidalnymi i pojawiają się bez stymulacji akustycznej w zdrowym ślimaku i wydają się być bezpośrednią konsekwencją somatomotoryczności OHC (Zwicker i Schloth, 1984; Burns i in., 1998; Jülicher i in. , 2003). SOAE nie występują u wszystkich zdrowych i prawidłowo słyszących osób. Występują u około połowy normalnie słyszącej populacji, z wyraźnie wyższą powszechnością u kobiet niż u mężczyzn (Bilger i in., 1990; Penner i in., 1993; Penner i Zhang , 1997). SOAE nie nadają się zatem do diagnostyki audiologicznej. Więcej informacji na temat SOAE można znaleźć w rozdziale [3.2.2: Spontaniczne emisje otoakustyczne \(SOAEs\)](#).

Wywołane OAE są wyzwalane przez dźwięki zewnętrzne, albo krótkotrwałe (otoemisje pobodźcowe, wywołane przez 'kliknięcia' lub impulsy tonalne) lub stacjonarne bodźce (otoemisje jednoczesne, wywoływane przez dźwięki sinusoidalne) dostarczane przez głośniki w sondzie usznej. Powszechnie używane typy wywoływanych OAE to:

Emisje otoakustyczne wywołane sygnałem sinusoidalnym (SFOAE) są wywoływane przez jeden ciągły, sinusoidalny sygnał o niskim poziomie natężenia dźwięku. Rejestrowanie SFOAE jest trudne, gdyż nakładają się na nie bodziec i reakcja. SFOAE typowo określa się jako różnicę ciśnienia akustycznego w przewodzie słuchowym z tonem tłumiącym dodanym do tonu sondy i bez niego (Kalluri i Shera, 2001; Neely i in., 2005).

Przejściowe wywołane emisje toakustyczne (TEOAE) są wywoływane przez krótkotrwałe 'kliknięcia' lub impulsy tonalne (patrz Rys 29). TEOAE reprezentują sumę odpowiedzi impulsowych OHC wzdłuż ślimaka. Znikają już przy niewielkim ubytku słuchu i dlatego są powszechnie stosowane w programach przesiewowych badań słuchu. Więcej informacji na temat TEOAE można znaleźć w rozdziale [3.2.3: Transjentowe wywołane emisje otoakustyczne \(TEOAE\)](#).

Emisje produktów zniekształceń nieliniowych (DPOAE) są wywoływane przez dwa tony sinusoidalne o określonym stosunku częstotliwości i poziomie natężenia dźwięku (patrz Rys 29). DPOAE reprezentują zniekształcenia sześciennego OHC i powstają bezpośrednio z selektywnej częstotliwościowo nieliniowej kompresji OHC. DPOAE mogą być stosowane jako specyficzny częstotliwościowy test do oceny dysfunkcji ślimaka. Stwierdzono, że DPOAE można zmierzyć przy utracie słuchu w ślimaku do 40 do 50 dB HL, co odpowiada zakresowi wzmocnienia OHC. Aby uzyskać więcej informacji na temat DPOAE, zapoznaj się z rozdziałem [3.2.4: Emisje produktów zniekształceń nieliniowych \(DPOAE\)](#).

Urządzenia Sentiero zapewniają zarówno procedury testowe TEOAE, jak i DPOAE. TEOAE i DPOAE są obecne w zasadzie u każdego Pacjenta z prawidłowym słuchem. TEOAE dają szybki przegląd funkcji ślimaka, podczas gdy DPOAE dostarczają więcej informacji ilościowych na temat przetwarzania dźwięku w różnych miejscach ślimaka.

Stwierdzono, że OHC są upośledzone przez nadmierną ekspozycję na dźwięk, leki ototoksyczne (np. antybiotyki aminoglikozydowe, diuretyki pętlowe, cytostatyki), infekcje (np. zapalenie opon mózgowych, świnkę, zakażenia matczyno-płodowe) i niedotlenienie (np. uraz porodowy) lub częściowo brak ich przy genetycznej utracie słuchu. Upośledzenie OHC powoduje utratę czułości i selektywności częstotliwości narządu słuchu (Liberman i Dodds, 1984). OAE, jako produkt uboczny nieliniowego wzmocnienia ślimaka, pojawiają się wtedy ze zmniejszoną amplitudą lub zanikają (Mills and Rubel, 1994).

Ponieważ OAE są produktem ubocznym nieliniowego procesu wzmocnienia dźwięku w ślimaku, mogą służyć jedynie jako miara oceny integralności OHC, tj. Nie pozwalają na ocenę patologiczności zmian wśród struktur komórek słuchowych wewnętrznych lub identyfikowania wad pozślimakowych (np. dysfunkcji nerwu słuchowego, zaburzenia przetwarzania słuchowego). W niedosłuchu przewodzeniowym zarówno amplitudę bodźca, jak i amplituda odpowiedzi są zmniejszone, co powoduje że OAE mogą nie być rejestrowane, nawet przy łagodnym niedosłuchu (Margolis, 2002), np. z powodu dysfunkcji trąbki Eustachiusza lub w przypadku zalegania płynu owodniowego w jamie bębenkowej. Jeśli więc nie ma wykrywalnej odpowiedzi OAE, możliwe są następujące patologie: niedosłuch przewodzeniowy, utrata słuchu w ślimaku powyżej 20-30 dB HL (TEOAE) lub 40-50 dB HL (DPOAE) lub niedosłuch pozaślimakowy. W takich przypadkach, aby określić rodzaj i stopień utraty słuchu, należy wykonać tympanometrię, słuchowe potencjały wywołane pnia mózgu (ABR) i słuchowe odpowiedzi w stanie ustalonym (ASSR).

Zasadniczo, jeśli istnieje podejrzenie zaburzenia słuchu, najpierw należy zastosować OAE. Metoda testowa jest szybka i pomaga potwierdzić prawidłową czynność ucha środkowego i ślimaka. Jest to prawdziwe założenie w przypadku, gdy OAE są obecne w szerokim zakresie częstotliwości. Jeśli OAE są nieobecne, prawdopodobna jest obecność patologii w obrębie ucha środkowego lub ślimaka (OHC). Po OAE należy następnie wykonać tympanometrię. Jeśli tympanogram jest prawidłowy, a OAE są nieobecne, prawdopodobne jest zaburzenie ślimaka. Jeśli tympanogram jest nieprawidłowy, prawdopodobna jest niedosłuch przewodzeniowy i dysfunkcje ucha środkowego. Jeśli istnieją wskazania na zaburzenie słuchu, a zarówno tympanogram, jak i OAE są prawidłowe, wówczas diagnostyka słuchu powinna zostać rozszerzona o ABR lub ASSR, które mogą ujawnić, czy występuje patologia w obrębie ślimaka czy drogi nerwowej. Na przykład w neuropatii słuchowej, w której synchronizacja włókien nerwowych działa nieprawidłowo (z powodu zaburzeń synaptycznych lub

dysfunkcji neurytycznych), występują prawidłowe wyniki OAE i nieprawidłowe zapisy ABR (Doyle i in., 1998; Starr i in., 1996).

Typowe zastosowania kliniczne OAE to: skryningowe badania słuchu, diagnostyka kontrolna w badaniach przesiewowych u noworodków, topodiagnostyczne potwierdzenie ubytków ślimakowych (wraz z tympanometrią i ABR), ilościowa ocena ubytku słuchu w celu zapewnienia parametrów dopasowania aparatu słuchowego, wczesnego wykrywania i monitorowania upośledzenia OHC po nadmiernej ekspozycji na hałas lub podaniu leków ototoksycznych, diagnostyki topologicznej, a także identyfikacji Pacjentów symulujących niedosłuch.

Badanie przesiewowe jest procedurą selekcyjną stosowaną do podjęcia decyzji, czy zalecana jest dalsza diagnostyka. W związku z tym uzyskany wynik jest binarny, tzn. "pass" (wynik prawidłowy; rezultat ujemny; dalsza diagnostyka nie jest konieczna) lub "refer" (wynik nieprawidłowy; rezultat pozytywny; zalecana dalsza diagnostyka). Wymagania dotyczące badań przesiewowych różnią się od tych dotyczących diagnostyki różnicowej. Ponieważ badania przesiewowe przeprowadzane są w dużych populacjach, zwykle używane urządzenia zapewniają automatyczną ocenę, a nie opierają się na osądzie eksperta. Test przesiewowy należy wykonać jak najszybciej. Dlatego odpowiednie metody muszą unikać długiego czasu przygotowania, a test powinien zostać automatycznie przerwany, jeśli osiągnięta zostanie pożądana jakość i wiarygodność wyniku. OAE (zwłaszcza TEOAE) są powszechnie uważane za odpowiednie do badań przesiewowych u noworodków i niemowląt, ponieważ są one szybko mierzone i nie występują w przypadku dysfunkcji OHC (np. Kemp i Ryan, 1991; Norton i in., 2000a, b). Założeniem tego podejścia jest fakt, że niedosłuch ślimakowy zawsze obejmuje ~~dysfunkcję~~ OHC. Należy podkreślić, że niedosłuch przewodzeniowy spowodowany np. dysfunkcją trąbki Eustachiusza i / lub obecnością płynu w jamie bębenkowej również powoduje wyniki referencyjne w warunkach przesiewowych, głównie z powodu tłumienia istniejącego sygnału OAE.

Wadą stosowania OAE w protokołach przesiewowych jest niższa czułość w porównaniu do metod ABR (Barker i in., 2000; Norton i in., 2000a). Jest to szczególnie ważne w populacjach o wysokiej częstotliwości występowania niewielkiego podwyższenia progów słuchowych spowodowanego przejściowym ubytkiem przewodzeniowym, np. jaki stwierdza się u noworodków w okresie pierwszych 36 godzin życia (z powodu dysfunkcji trąbki słuchowej lub zalegania płynu owodniowego w jamie bębenkowej) lub z powodu utrzymującego się czucio-nerwowego ubytku słuchu u wcześniaków i noworodków na oddziałach intensywnej terapii. W celu utrzymania wysokiej czułości, swoistość może zostać znacznie zmniejszona, co czyni procedurę przesiewową nieefektywną. Aby uniknąć wysokich wskaźników fałszywie ujemnych, po badaniach OAE powinny następować przesiewowe badania ABR, tj. procedura badań przesiewowych dwuetapowych (Rhodes i in., 1999; Norton i in., 2000b). Audiogramy DPOAE mogą stanowić alternatywny sposób ujawnienia tymczasowego ubytku słuchu. Stosując audiogramy-DPOAE przed badaniem ABR, można zaoszczędzić czas i koszty u tych dzieci, u których DPOAE są mierzalne, a zatem nie są potrzebne dodatkowe ABR. Audiogramy-DPOAE mają przewagę nad TEOAE lub ABR wywołanymi "trzaskiem", ponieważ mogą ilościowo ocenić progi słuchowe na poziomie ślimaka przy różnych częstotliwościach testowych.

Szczególnie w przypadku konieczności dopasowania aparatu słuchowego u niemowląt, konieczna jest ilościowa ocena ubytku słuchu i ocena występowania objawu wyrównania głośności. Po wywołaniu TEOAE przy wysokim poziomie bodźca (co jest powszechne w praktyce klinicznej), zakłada się, że TEOAE są nieobecne przy ślimakowym ubytku słuchu przekraczającym 20-30 dB HL, a DPOAE są

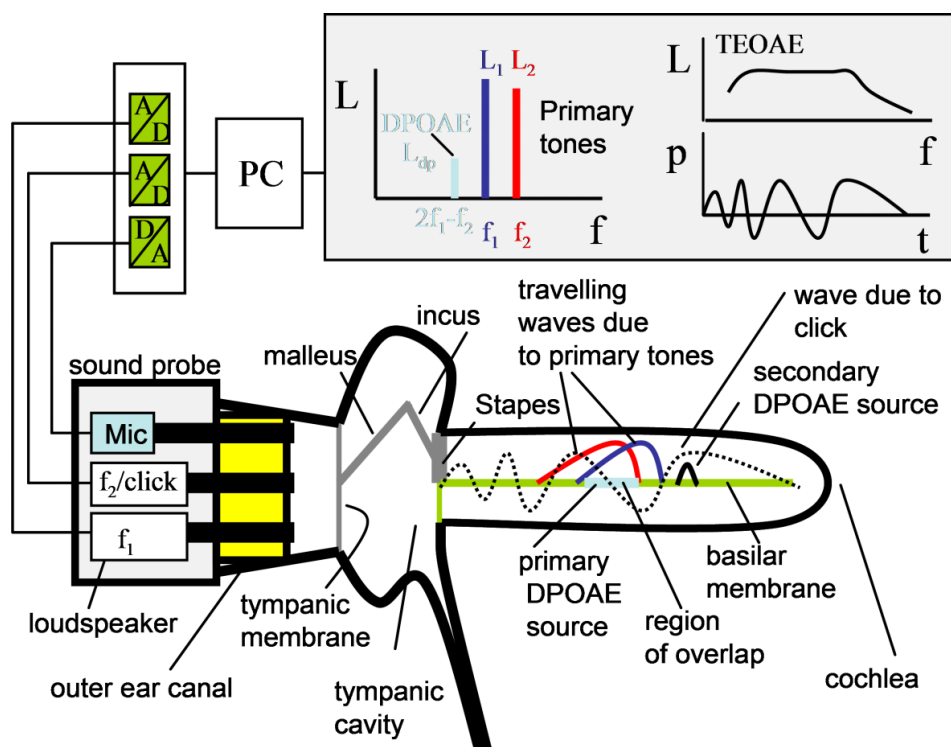
nieobecne przy ślimakowym ubytku słuchu przekraczającym 40-50 dB HL. Tak więc, stosując zarówno TEOAE, jak i DPOAE, możliwe jest przybliżone oszacowanie ubytku słuchu.

Pomiary OAE są stabilne w czasie i dlatego mogą być przydatne do monitorowania powrotu do zdrowia po przejściowym uszkodzeniu OHC. Wykazano, że leki terapeutyczne, takie jak antybiotyki aminoglikozydowe i przeciwnowotworowe środki chemioterapeutyczne (np. cisplatyna, karboplatyna) wywołują nieodwracalną utratę słuchu, która zazwyczaj wpływa najpierw na najwyższe częstotliwości, a utrata słuchu systematycznie postępuje do niższych częstotliwości (np. Kopelman i in., 1988; Fausti i in., 1994; Berg i in., 1999; Stavroulaki i in., 2001). Wczesne wykrycie ototoksyczności jest ważne dla zapewnienia skutecznych programów terapeutycznych, rozważając również zamianę leków, zmianę dawkowania i sposobów podawania (Lonsbury- Martin i Martin, 2001). Ponieważ TEOAE są mniej skuteczne powyżej 4 kHz, DPOAE są testem pierwszego wyboru do wykrywania i monitorowania dysfunkcji OHC z powodu ototoksyczności. Ponadto DPOAE mają dodatkową przewagę nad TEOAE, ponieważ mogą przekazywać informacje o funkcjach kompresji wzmacniacza ślimakowego. Podobnie jak antybiotyki i leki chemioterapeutyczne, salicylany mogą również wpływać na obniżenie czułości słuchu, a dodatkowo wywołując poczucie szumów usznych (Myers i Bernstein, 1965; McFadden i Plattsmier, 1984; Wier i wsp., 1988; Long i Tubis, 1988; Boettcher i Salvi, 1991; Brown i wsp., 1993; McFadden i Pasanen, 1994). Co jednak najważniejsze, upośledzenie spowodowane toksycznością salicylanów jest odwracalne. Zakładając, że utrata sprawności OHC jest odpowiedzialna za zaburzenia mikromechaniki ślimaka, zakłada się, że zmiana aktywności komórek słuchowych wewnętrznych może być jednym potencjalnym korelatem szumu usznego (Janssen i in., 2000).

Szum mikrofoniczny, hałas fizjologiczny (oddech, przepływ krwi) i hałas otoczenia nie pozwalają na prawidłowe pomiary OAE przy bardzo niskich poziomach bodźca. Przy niskich częstotliwościach pomiary OAE nie są wiarygodne nawet przy wysokich poziomach bodźców, głównie z powodu ograniczeń sprzętowych i wprowadzania szumów wewnętrznych. Z powodu ograniczonego zakresu częstotliwości przetworników elektroakustycznych stosowanych do budowy sondy usznej, pomiary OAE są również ograniczone do wyższych częstotliwości (Dreisbach i in., 2006). Aby osiągnąć niski poziom hałasu, pomiary OAE muszą być wykonywane w kabinie tłumiącej dźwięk lub w innym cichym otoczeniu, zwłaszcza gdy stosowane są poziomy zbliżone do progu. Alternatywnie można zastosować słuchawkę z izolacją akustyczną, które zakrywają sondę uszną. Ponadto Pacjent musi być spokojny, tzn. nie poruszać się, oddychać intensywnie ani przełykać. Kabel sondy usznej musi zwisać luźno, aby nie dotykał żadnego materiału, np. ubrania. Dotykanie lub pocieranie kabla może powodować hałas.

Zautomatyzowane procedury pomiaru i oceny gwarantują spójność testu i upraszczają interpretację badań OAE. Obliczenia transformaty Fouriera z sygnału w dziedzinie czasu umożliwiają automatyczną ocenę sygnałów OAE. Aby zminimalizować wpływ niepożądanych sygnałów zewnętrznych, stosuje się algorytmy redukcji szumów i odrzucania artefaktów. Poziom hałasu jest zwykle wyższy przy niskich częstotliwościach ze względu na właściwości mikrofonu i dźwięki ciała o niskiej częstotliwości, takie jak oddychanie. Odrzucanie artefaktów można przeprowadzić przez wyeliminowanie buforów o wysokim poziomie hałasu lub przez ważenie każdego bufora w zależności od jego zawartości hałasu. Ponadto poziom szumów jest obniżany przez uśrednianie w dziedzinie czasu zarejestrowanego sygnału. Idea uśredniania polega na tym, że sygnał jest stały, a zatem taki sam w każdym buforze, podczas gdy szum jest losowy, a zatem zmienia się w każdym buforze. Dodanie wszystkich buforów zwiększa sygnał i redukuje szum. Teoretycznie, poprawa SNR jest proporcjonalna do pierwiastka kwadratowego z liczby uśrednionych próbek, ograniczona właściwościami technicznymi (np. szumem kwantyzacji).

OAE można testować tylko za pomocą specjalnej sondy usznej, która zazwyczaj zawiera jeden (dla TEOAE) lub dwa (dla TEOAE lub DPOAE) głośniki i mikrofon (patrz Rys 29). W badaniach DPOAE powszechnie stosowane są osobne głośniki dla każdego tonu podstawowego, aby wykluczyć generowanie nieliniowych zniekształceń mechanicznych.



Rys 29: Schematyczny przegląd pomiarów TEOAE i DPOAE (A/D = przetwornik analogowo-cyfrowy, D/A = przetwornik analogowo-cyfrowy, PC = komputer osobisty, L = poziom ciśnienia akustycznego, p = ciśnienie akustyczne, f = częstotliwość, t = czas)

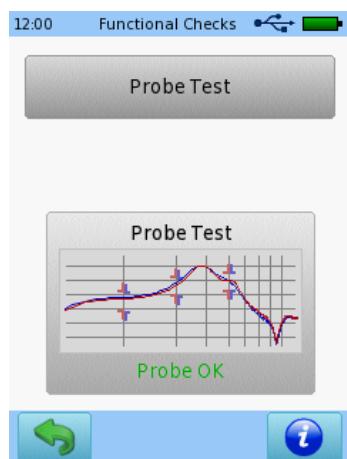
Przed każdym pomiarem OAE automatycznie wykonywana jest kalibracja sondy usznej w celu dostosowania poziomów głośności bodźca do objętości przewodu słuchowego zewnętrznego. Jednak z powodu efektów fali stojącej szacowana objętość przewodu słuchowego może nie odzwierciedlać rzeczywistej objętości we wszystkich przypadkach (Siegel, 1994; Whitehead i in., 1995). Sondę douszną należy prawidłowo założyć, z dobrym przyleganiem i bez nieszczelności między sondą uszną a ściankami przewodu słuchowego. W przypadku nieszczelności, komponenty dźwięku o niskiej częstotliwości, nie mogą być prawidłowo dostarczone do ślimaka, a OHC z zakrętu szczytowego (i środkowego) ślimaka nie przyczynią się do odpowiedzi OAE. Ponadto prawidłowe uszczelnienie przewodu słuchowego końcówką ucha zmniejsza wpływ dźwięków zewnętrznych. Należy również zadbać aby kanały dźwiękowodów sondy usznej nie były zablokowane np. woskowiną.

Przegląd metodologii oraz technicznych i klinicznych aspektów OAE znajduje się w Janssen i Müller (2008).

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Zasadniczo zaleca się regularne sprawdzanie działania sondy usznej (np. jeśli sonda jest często używana: raz dziennie przed rozpoczęciem badania Pacjentów lub jeśli istnieje podejrzenie uszkodzenia sondy usznej). Sondę uszną można przetestować, umieszczając ją wraz z odpowiednią końcówką sondy we wnęce testowej (mała końcówka PT-S pasuje do niebieskiej wnęki testowej, a duża

końcówka PT-A pasuje do czerwonej wnęki testowej). Rozpocznij test sondy (patrz Rys 30) i sprawdź, czy się powiedzie. Jeśli nie, sprawdź kabel sondy usznej, umiejscowienie końcówki sondy na komorze testowej oraz kanały sondy i kanały końcówki sondy, np. w kwestii zanieczyszczenia. Nie używaj ostrych przedmiotów do czyszczenia sondy usznej. Jeśli test sondy nie przebiega pomyślnie lub podejrzewasz jakąkolwiek uszkodzenie sondy, spróbuj wykonać test ponownie z inną sondą uszną lub końcówką sondy. W przeciwnym razie skontaktuj się z lokalnym dystrybutorem.



Rys 30: Test sondy

LITERATURA

- Abdala C (2000): Distortion product otoacoustic emission (2f1-f2) amplitude growth in human adults and neonates, *Journal of the Acoustical Society of America* 107, p. 446-456.
- Barker SE, Lesperance MM, Kileny PR (2000): Outcome of newborn hearing screening by ABR compared with four different DPOAE pass criteria, *American Journal of Audiology* 9, p. 142-148.
- Berg AL, Spitzer JB, Garvin JH Jr. (1999): Ototoxic impact of cisplatin in pediatric oncology patients, *Laryngoscope* 109, p. 1806-1814.
- Bilger RC, Matthies ML, Hammel DR, Demorest ME (1990): Genetic implications of gender differences in the prevalence of spontaneous otoacoustic emissions, *Journal of Speech and Hearing Research* 33, p. 418-432.
- Boettcher FA, Salvi RJ (1991): Salicylate ototoxicity: review and synthesis, *American Journal of Otolaryngology* 12, p. 33-47.
- Brown AM, Williams DM, Gaskill SA (1993): The effect of aspirin on cochlear mechanical tuning, *Journal of the Acoustical Society of America* 93, p. 3298-3307.
- Burns RM, Keefe DH, Ling R (1998): Energy reflectance in the ear canal can exceed unity near spontaneous otoacoustic emission frequencies. *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 462-474.
- Dallos P (1992): The active cochlea, *Journal of Neuroscience* 12, p. 4575-4585.
- Davis H (1983): An active process in cochlear mechanics. *Hearing Research* 9, p. 79-90.
- Doyle KJ, Fujikawa S, Rogers P, Newman E (1998): Comparison of newborn hearing screening by transient otoacoustic emissions and auditory brainstem response using ALGO-2, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 43, p. 207-211.
- Dreisbach LE, Long KM, Lees SE (2006): Repeatability of high-frequency distortion-product otoacoustic emissions in normal-hearing adults. *Ear and Hearing* 27(5), p. 466-479

- Fausti SA, Larson VD, Noffsinger D, Wilson RH, Phillips DS, Fowler CG (1994): High-frequency audiometric monitoring strategies for early detection of ototoxicity, *Ear and Hearing* 15, p. 232-239.
- Janssen T, Müller J (2008): Active processes and otoacoustic emissions, In: *Springer handbook of auditory research* (editors: Manley AG, Fay RR, Popper AN), Springer, p. 421-460.
- Janssen T, Boege P, Oestreicher E, Arnold W (2000): Tinnitus and 2f1-f2 distortion product otoacoustic emissions following salicylate overdose, *Journal of the Acoustical Society of America* 107, p. 1790-1792.
- Jülicher F, Camalet S, Prost J, Duke TAJ (2003): Active amplification by critical oscillations, In: *Biophysics of the cochlea: from molecule to models* (editor: Gummer A), World Scientific.
- Kalluri R, Shera CA (2001): Distortion-product source unmixing: A test of the two-mechanism model for DPOAE generation, *Journal of the Acoustical Society of America* 109, p. 622-637.
- Kemp DT (1978): Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *Journal of the Acoustical Society of America* 64, p. 1386-1391.
- Kemp DT, Ryan S (1991): Otoacoustic emission tests in neonatal screening programmes. *Acta Otolaryngologica Supplementum* 482, p. 73-84.
- Kopelman J, Budnick AS, Sessions RB, Kramer MB, Wong GY (1988): Ototoxicity of high-dose cisplatin by bolus administration in patients with advanced cancers and normal hearing, *Laryngoscope* 98, p. 858-864.
- Lasky RE (1998a) Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. I. Frequency effects, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 981-991.
- Lasky RE (1998b) Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. II. Level effects, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, 992-1000.
- Liberman MC, Dodds LW (1984): Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. III. Stereocilia damage and alterations of threshold tuning curves. *Hearing Research* 16, p. 55-74.
- Long GR, Tubis A (1988): Modification of spontaneous and evoked otoacoustic emissions and associated psychoacoustic microstructure by aspirin consumption, *Journal of the Acoustical Society of America* 84, p. 1343-1353.
- Lonsbury-Martin BL, Martin GK (2001): Evoked otoacoustic emissions as objective screeners for ototoxicity, *Seminars in Hearing* 22, p. 377-392.
- Margolis RH (2002): Influence of middle-ear disease on otoacoustic emissions, In: *Otoacoustic emissions: clinical applications* (editors: Robinette MS, Glatke TJ), Thieme.
- McFadden D, Pasanen EG (1994): Otoacoustic emissions and quinine sulphate, *Journal of the Acoustical Society of America* 95, p. 3460-3474.
- McFadden D, Plattsmier HS (1984): Aspirin abolishes spontaneous oto-acoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 76, p. 443-448.
- Mills DM, Rubel EW (1994): Variation of distortion product otoacoustic emissions with furosemide injection, *Hearing Research* 77, p. 183-199.
- Myers EN, Bernstein JM (1965): Salicylate ototoxicity; a clinical and experimental study, *Archives of Otolaryngology* 82, p. 483-493.
- Norton SJ (1992): The effects of being a newborn on otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 91, p. 2409-2409.
- Norton SJ, Gorga MP, Widen JE, Folsom RC, Sininger Y, Cone-Wesson B, Vohr BR, Mascher K, Fletcher K (2000a): Identification of neonatal hearing impairment: evaluation of transient evoked otoacoustic emission, distortion product otoacoustic emission, and auditory brain stem response test performance, *Ear and Hearing* 21, p. 508-528.

- Norton SJ, Gorga MP, Widen JE, Folsom RC, Sininger Y, Cone-Wesson B, Vohr BR, Fletcher KA (2000b): Identification of neonatal hearing impairment: summary and recommendations, *Ear and Hearing* 21, p. 529-535.
- Penner MJ, Glotzbach L, Hunag T (1993): Spontaneous otoacoustic emissions: measurement and data, *Hearing Research* 68, p. 229-237.
- Penner MJ, Zhang T (1997): Prevalence of spontaneous otoacoustic emissions in adults revisited, *Hearing Research* 103, p. 28-34.
- Rhodes MC, Margolis RH, Hirsch JE, Napp AP (1999): Hearing screening in the newborn intensive care nursery: comparison of methods, *Otolaryngology – Head Neck Surgery* 120, p. 799-808.
- Siegel JH (1994): Ear-canal standing waves and high-frequency sound calibration using otoacoustic emission probes, *Journal of the Acoustical Society of America* 95, p. 2589-2597.
- Starr A, Picton TW, Sininger Y, Hood LJ, Berlin CI (1996): Auditory neuropathy, *Brain* 119(3), p. 741-753.
- Stavroulaki P, Apostolopoulos N, Segas J, Tsakanikos M, Adamopoulos G (2001): Evoked otoacoustic emissions – an approach for monitoring cisplatin induced ototoxicity in children, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 59, p. 47-57.
- Whitehead ML, Stagner BB, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1995): Effects of ear-canal standing waves on measurements of distortion product otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 98, p. 3200-3214.
- Wier CC, Pasnanen EG, McFadden D (1988): Partial dissociation of spontaneous otoacoustic emissions and distortion products during aspirin use in humans, *Journal of the Acoustical Society of America* 84, p. 230-237.
- Zwicker E, Schloth E (1984): Interrelation of different oto-acoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 75, p. 1148-1154.

3.2.2 Spontaniczne emisje otoakustyczne (SOAEs)

METODOLOGIA

Spontaniczne emisje otoakustyczne (SOAE) to dźwięki, które można zarejestrować w przewodzie słuchowym zewnętrznym za pomocą czułego mikrofonu-sondy, przy braku stymulacji akustycznej. Uważa się, że podobnie jak wszystkie OAE, SOAE są generowane przez zewnętrzne komórki słuchowe ślimaka i mogą być postrzegane jako efekt uboczny wzmacniacza ślimakowego.

Według doniesień naukowych, SOAE występują u około 40% do ponad 80% Pacjentów, w zależności od wieku, obecności lub braku ubytku słuchu oraz zastosowanego systemu pomiarowego (Dhar i Hall, 2012). Są to bardzo stabilne sygnały przypominające czyste tony, zazwyczaj w zakresie od 500 Hz do 4 kHz, a rzadziej do 8 kHz. Częściej występują w prawym uchu i u kobiet. Istnieją pewne dowody na to, że u niemowląt SOAE występuje częściej niż u dzieci i młodych dorosłych (Prieve i Hula, 1999). Oprócz częstości występowania istnieją również dowody na to, że SOAE u dorosłych i niemowląt występują z różną częstotliwością (Bright, 1997; Prieve i Hula, 1999).

Kliniczne zastosowanie SOAE jest znacznie bardziej ograniczone niż zastosowanie emisje otoakustycznych wywołanych, ponieważ nie występują one we wszystkich zdrowych uszach, a częstotliwość i amplituda rejestrowanych SOAE różnią się u poszczególnych osób (choć ich częstotliwość jest stabilna u poszczególnych osób). Uważa się, że jeśli są obecne, korelują niejako z normalnym poziomem słyszenia w zakresie częstotliwości występowania SOAE, z progiem słuchowym nie większym niż 25 dB HL. Ponadto w niektórych uszach SOAE koreluje z szumem w uszach i dlatego ich wykrywanie może być stosowany w celu wzmocnienia procedury oceny charakteru szumu usznego (Tinnitus-Matcher).

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

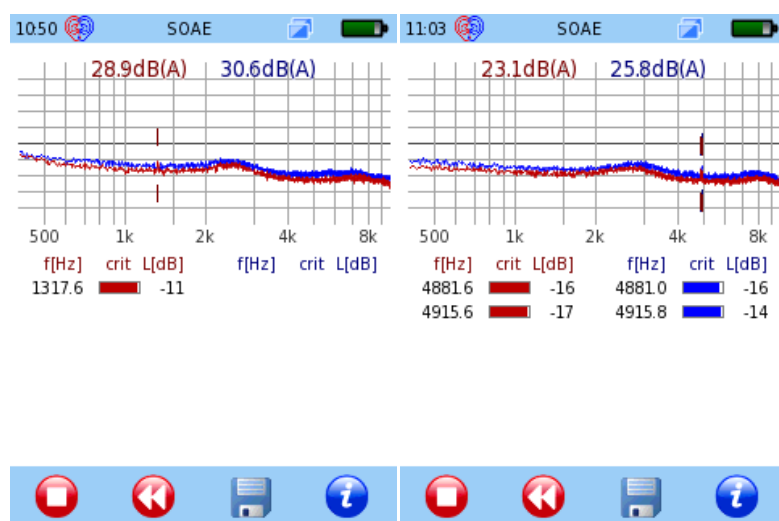
Na ekranie wyboru modułu wybierz OAE, a następnie SOAE. Należy pamiętać, że dla tego modułu nie są dostępne żadne gotowe ustawienia. Pacjent powinien być spokojny i wygodnie siedzieć na krześle lub leżeć na łóżku. W przypadku niemowląt zaleca się wykonanie testu podczas snu. Upewnij się, że podłączona jest odpowiednia sonda douszna (np. EP-TE, EP-DP lub EP-LT) i że kabel sondy dousznej nie ociera o żaden materiał, np. ubranie. Wybierz końcówkę douszną o odpowiednim rozmiarze, pasującym do rozmiaru końcówki sondy i rozmiaru przewodu słuchowego Pacjenta. Upewnij się, że sonda douszna jest włożona szczelnie do przewodu słuchowego (bez żadnych nieszczelności pomiędzy sondą douszną a ścianą przewodu słuchowego zewnętrznego). W przypadku nieprawidłowego włożenia sondy dousznej lub zablokowania kanałów sondy dousznej pojawi się ostrzeżenie.

Wybierz ucho do badania (Prawo+Lewo: jednoczesny pomiar prawego i lewego ucha – dostępne tylko wtedy, gdy podłączone są dwie sondy douszne). Po dokonaniu wyboru rozpocznie się test i analiza statystyczna w całym widmie. Wskazanie dB(A) bieżącego ogólnego poziomu dźwięku zarejestrowanego przez mikrofony sondy jest wyświetlane na górze wyświetlacza. Pożądane są wartości poniżej 30 dB(A).

Implementacja SOAE stosuje pętlę synchronizacji fazowej (PLL - phase locked loop) dla każdego sygnału, który może być potencjalnym sygnałem SOAE. Zastosowanie PLL umożliwia precyzyjny odczyt częstotliwości, z rozdzielczością 0,1 Hz.

Zdecydowanie zaleca się stosowanie nauszników na sondach podczas rejestracji SOAE, ponieważ metoda ta jest bardzo wrażliwa na szum zewnętrzny. Szum zewnętrzny nie tylko będzie utrudniał rejestrację SOAE, ale składowe tonalne w szumie zewnętrznym będą również rejestrowane jako SOAE. Co więcej, same SOAE są tłumione przez szum. Zaleca się nagrywanie obuuszne SOAE, ponieważ wykrycie tej samej składowej widmowej w obu uszach jednocześnie stanowi silną wskazówkę, że nie jest to sygnał SOAE, ale tonalna składowa szumu otoczenia.

Jeżeli SOAE są obecne, ich wykrycie nie powinno trwać dłużej niż ~5 minut.



Rys 31: interface modułu SOAE (po lewej: SOAE zidentyfikowane dla częstotliwości 1317 Hz i poziomu -11 dB(SPL); po prawej: błędnie zidentyfikowane SOAE; detekcja składowej hałasu zewnętrznego zaobserwowana w obu uszach)

LITERATURA

- Bright KE (2007): Spontaneous otoacoustic emissions, In: Robinette MS, Gattke TJ, ed. Otoacoustic emissions, Clinical applications 3rd ed. New York, Thieme, p. 69-86.
- Dhar S, Hall JW (2012): Otoacoustic Emissions. Principles, Procedures, and Protocols, San Diego, Plural Publishing, p.28.
- Prieve B, Hula H (1999): SOAEs in infants and children, Presented to the American Auditory Society, Scottsdale, AZ, March 1999.

3.2.3 Transjentowe wywołane emisje otoakustyczne (TEOAE)

METODOLOGIA

Transjentowe wywołane otoemisje akustyczne (TEOAE) wywołane bodźcami typu “klik” reprezentują sumę odpowiedzi impulsowych OHC wzdłuż ślimaka (patrz Rys 29). Prawie wszystkie OHC rozlokowane wzdłuż błony podstawnej ślimaka lub ich część (w rozumieniu miejsca pobudzenia w ślimaku, w zależności od częstotliwości nośnej impulsu tonalnego) są wzbudzone. Ze względu na dyspersję częstotliwości w ślimaku określony komponent odpowiedzi TEOAE można bezpośrednio prześledzić do określonej składowej częstotliwości sygnału przejściowego. Ponieważ błona podstawna w zakrętach podstawnych porusza się szybciej niż w zakrętach szczytowych, komponenty TEOAE o wysokiej częstotliwości pochodzą z zakrętów podstawnych ślimaka, podczas gdy komponenty TEOAE o niskiej częstotliwości pochodzą z bardziej szczytowych. Tym samym, odpowiedzi podstawne pojawiają się na początku, a odpowiedzi szczytowe na końcu, przebiegu czasowego TEOAE.

Odpowiedzi TEOAE są zwykle wywoływane przez jeden z następujących ciągów bodźców: (i) cztery kliknięcia o tej samej amplitudzie (protokół liniowy), (ii) trzy kliknięcia o dodatniej polaryzacji, a następnie czwarte kliknięcie z odwrotną polaryzacją o względnej amplitudzie 9,5 dB wyższej niż odpowiadające im kliknięcia polaryzowane dodatnio (protokół nieliniowy) (Kemp i wsp., 1986; Bray, 1989). Zgodnie z hipotezą, że nagrania TEOAE pochodzą z nasyconych generatorów ślimakowych, zakłada się, że protokół nieliniowy usuwa artefakty bodźca o charakterze liniowym (tj. sam bodziec), ponieważ sygnały bodźców rosną liniowo wraz z poziomem bodźca, podczas gdy sygnały odpowiedzi (tzn. emisje powstające z nieliniowego działania OHC) rosną nieliniowo wraz z poziomem bodźca. Ogólnie przyjmuje się, że protokół nieliniowy jest praktycznym kompromisem w celu zmaksymalizowania wiarygodności zapisu TEOAE (Kemp i in., 1990a, b; Grandori i Ravazzani, 1993; von Specht i in., 2001; Hatzopoulos i in., 2003).

Sygnały TEOAE są rejestrowane w trakcie krótkich przerw między ciągiem przerywanych bodźców. Istnieje kilka obiektywnych bodźców typu “klik”/”trzask”. Istnieje kilka obiektywnych metod oddzielania sygnału TEOAE od szumu tła i automatycznej oceny wagi zarejestrowanej emisji. Pierwszy sposób opiera się na obliczeniu korelacji bufora sygnałów uśrednionych w dziedzinie czasu między dwoma oddzielnymi buforami sygnałów (Kemp i wsp., 1990a). Jeżeli dwa bufor są całkowicie identyczne, współczynnik korelacji wynosi 1, a zatem odtwarzalność 100%. Sygnał jest powszechnie akceptowany jako ważny dla odtwarzalności przekraczającej minimum 60%. Drugi sposób polega na obliczeniu stosunków mocy widmowej (sumy i różnicy) dwóch buforów sygnału, oznaczonych jako stosunek sygnału do szumu (SNR). Kryterium przejścia dla ważnego sygnału jest zwykle ustawione na SNR=6 dB. Trzecia procedura walidacji sygnału opiera się na dwumianowym teście statystycznym, który określa prawdopodobieństwo statystyczne, że otoemisja została zarejestrowana. Statystyka dwumianowa redukuje zarejestrowany sygnał do zdarzeń binarnych i wykorzystuje wiedzę na temat oczekiwanego rozkładu tych zdarzeń (rozkład dwumianowy) (Giebel, 2001).

Międzyosobnicza wariancja poziomu TEOAE jest wysoka z odchyleniem standardowym przekraczającym 10 dB (Kemp i in., 1986; Probst i in., 1987; Bonfils i Uziel, 1989; Smurzyński i Kim, 1992). Jednak wariancja osobnicza jest dość niska z odchyleniem standardowym około 1 dB (Harris i in., 1991).

Podczas rejestrowania TEOAE artefakty bodźca mogą generować sygnały znajdujące się w fazie w dwóch buforach uśredniających, co powoduje pseudo-odpowiedź o wysokiej odtwarzalności. Za pomocą funkcji

bramkowania można wykluczyć artefakt bodźca, tak że odtwarzalność całego sygnału jest ograniczona do interesującej części sygnału (Kemp i wsp., 1990a, Kemp i wsp., 1990b). Należy podkreślić, że ponieważ artefakt bodźca pojawia się zawsze we wczesnym okresie rejestracji, komponenty TEOAE o wysokiej częstotliwości z zakreśtu podstawnego ślimaka gubią się w wyniku procedury bramkowania sygnału. Ze względu na fakt, że bodziec i komponenty TEOAE o wysokiej częstotliwości nakładają się, a zatem muszą zostać anulowane podczas rejestracji TEOAE, TEOAE nie mierzą funkcjonalności OHC w zakreście podstawnym ślimaka, tj. powyżej 4 kHz. Dlatego ubytek słuchu wysokich częstotliwości nie może zostać wykryty za pomocą TEOAE. Ponadto prawidłowe odpowiedzi TEOAE mogą być obecne w uszach z ubytkiem słuchu średniej częstotliwości (np. wrodzony ubytek słuchu). Problem z TEOAE polega na tym, że niemowlęta z wrodzonym ubytkiem słuchu mogą zostać przeoczone, a ubytek słuchu wykryty w późniejszym życiu.

Problem z obecnością fal stojących w przewodzie słuchowym zewnętrznym nie wpływa na szerokopasmową kalibrację bodźca TEOAE, jak dzieje się to w przypadku DPOAE. TEOAE są zwykle stymulowane stosunkowo wysokim poziomem bodźca, tj. takim, w przypadku którego zdolności ślimaka do amplifikacji wychyleń błony podstawnej już nie zachodzą. W przeciwieństwie do DPOAE, nie musi być spełniony stosunek poziomów między tonami pierwotnymi. To powoduje, że TEOAE są mniej podatne na błędy kalibracji bodźca.

Rejestracje TEOAE zanikają już przy lekkim przewodzeniowym ubytku słuchu (> 10-15 dB HL) lub łagodnym ślimakowym ubytku słuchu (> 20-30 dB HL). Dlatego są odpowiednim narzędziem do (noworodkowych) skryningowych badań słuchu (Robinette i Glatcke, 2002; Janssen, 2009; Janssen i Müller (2009)). Aby uzyskać bardziej szczegółowe i ilościowe informacje na temat ubytku słuchu, zaleca się pomiary progowe DPOAE (DPOAE-Thresholds) lub ASSR.

Dostępne są dwie wersje TEOAE:

- **TEOAE Szybki** pozwala na szybki i proste testowanie TEOAE za pomocą automatycznego algorytmu statystycznego do wykrywania odpowiedzi z ustalonymi kryteriami wykrywania. TEOAE Szybki ocenia funkcję zewnętrznych komórek słuchowych ślimaka jakościowo. Test można wykonać obuusznie, jeśli podłączone są dwie sondy uszne. Przez to, czas badania zmniejsza się dwa razy.
- **TEOAE Diagnostyczny** pozwala na głębsze testowanie w celu oceny odpowiedzi w pięciu pasmach częstotliwości półoktawowych o częstotliwości środkowej 1, 1.5, 2, 3 i 4 kHz i przy różnych poziomach bodźca. Kryteria wykrywania TEOAE definiowane są przez użytkownika, tj. kryteria SNR (6 lub 9 dB) dla każdego pasma częstotliwości i kryterium całkowitego zaliczenia testu (liczba pasm częstotliwości w których zarejestrowano TEOAE : 3/5, 4/5, 5/5).

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz test TEOAE, który chcesz wykonać na ekranie wyboru modułu, tj. *TEOAE Szybki* lub *TEOAE Diagnostyczny*. Jeśli licencja obejmuje więcej niż jeden test OAE, *TEOAE Szybki* i *TEOAE Diagnostyczny* można znaleźć w sekcji OAE. W razie potrzeby zmień parametry (np. kryterium SNR dla pojedynczego pasma, kryterium całkowitego zaliczenia testu) zgodnie z wymaganiami. Należy pamiętać, że wybór SNR i kryteria zaliczenia wpływają na ogólny wynik testu, tj. różne ustawienia mogą powodować różne rezultaty końcowe. Im surowsze są wybrane kryteria, tym bardziej widoczna odpowiedź TEOAE musi dawać prawidłowy wynik. Kryteria są zapisywane wraz z danymi wynikowymi i nie można ich później zmienić.

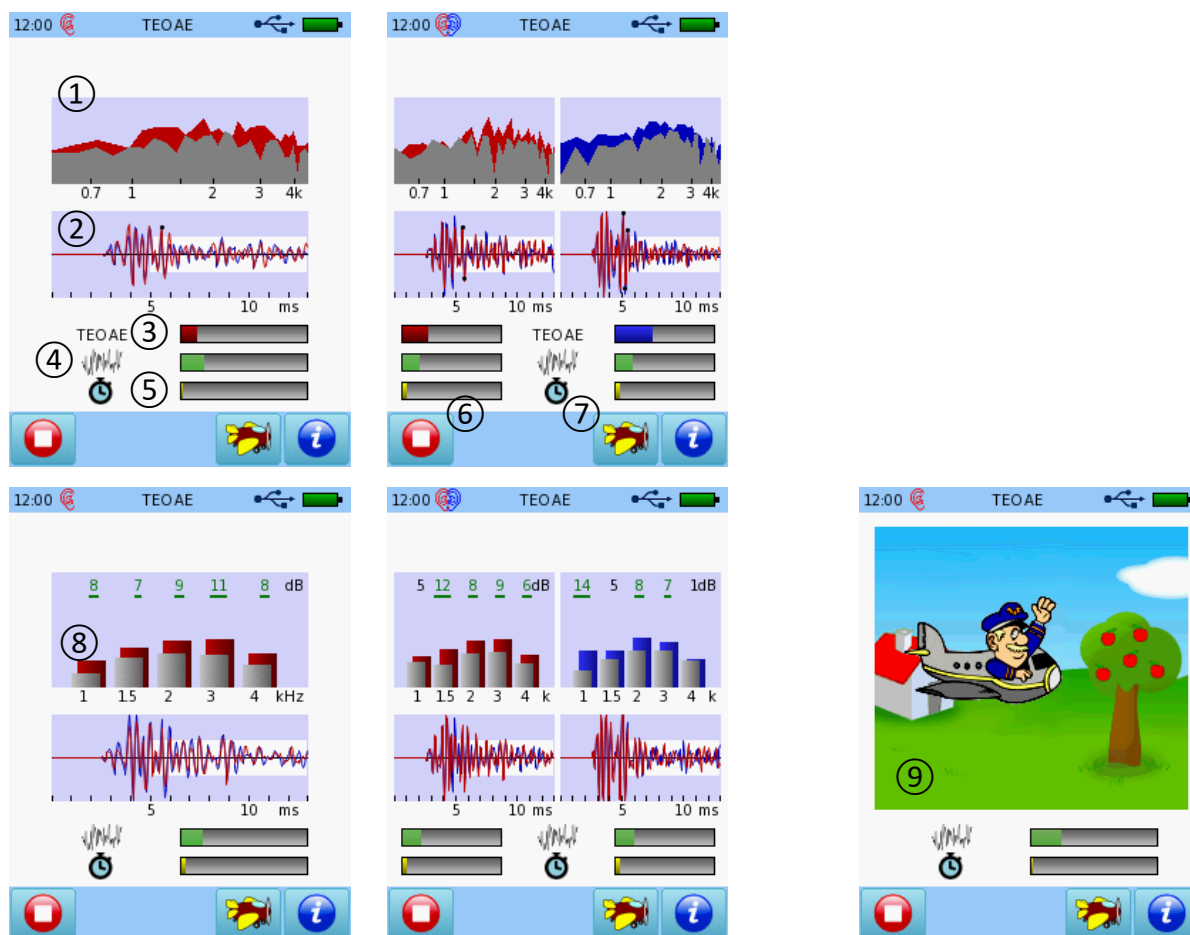
Badany powinien być spokojny i wygodnie siedzieć na krześle lub na łóżku. W przypadku niemowląt spróbuj wykonać test podczas snu. Upewnij się, że właściwa sonda uszna (np. EP-TE lub EP-DP) jest podłączona i że kabel sondy usznej nie ociera się o żaden materiał, np. ubranie. Wybierz końcówkę uszną o odpowiednim rozmiarze dopasowanym do rozmiaru końcówki sondy i średnicy przewodu słuchowego Pacjenta. Upewnij się, że sonda jest włożona bez nieszczelności między sondą a ścianami przewodu słuchowego. W przypadkach, gdy sonda nie jest włożona prawidłowo lub kanały sondy są zablokowane, pojawi się ostrzeżenie.

Wybierz ucho testowe (*Prawe + Lewe*: jednoczesny pomiar prawego i lewego ucha - dostępne tylko, gdy podłączone są dwie sondy uszne). Przed rozpoczęciem pomiaru wyświetlany jest ekran kalibracji (patrz Rys 32). W trybie widoku *eksperta* (konfiguracja w *Preferencjach TEOAE*) podczas kalibracji sprawdzany jest poziom bodźca, symetria między dwoma kanałami (nie dla jednokanałowej sondy usznej EP-TE) i szczelność (zielony znacznik wyboru: ok, szary Ø: nie ok) ①. Jeśli kryteria natężenia bodźca i symetrii są odpowiednie, ale kontrola szczelności zwraca wynik nieprawidłowy, po chwili można ją pominąć za pomocą przycisku *przewijania* ②. Jeśli wszystkie trzy kryteria są spełnione, wykres kalibracji zmienia kolor na zielony. W trybie widoku *prostej* kalibracji (konfiguracja w *Preferencjach TEOAE*), podczas kalibracji pokazywany jest obraz sygnalizacji świetlnej. Dopóki nie zostaną spełnione wszystkie kryteria kalibracji, sygnalizacja świetlna pozostaje czerwona lub żółta. Jeśli wszystkie kryteria są spełnione, światło zmienia kolor na zielony. Po pomyślnej kalibracji sondy usznej pomiar rozpoczyna się automatycznie.



Rys 32: Kalibracja sondy usznej TEOAE (górny lewy - jednouszny tryb ekspercki; górny środkowy - jednouszny tryb ekspercki z opcją pomijania; górny prawy - dwuuszny tryb ekspercki; dolny lewy / środkowy - jednouszny tryb prosty; dolny prawy - dwuuszny tryb prosty)

Nieliniowa sekwencja szerokopasmowego bodźca typu “klik” jest prezentowana dla TEOAE Szybki na stałym poziomie (85 dB peSPL) i dla TEOAE Diagnostyczny na poziomie zdefiniowanym przez użytkownika. Odpowiedź jest wykrywana przez mikrofon sondy usznej.

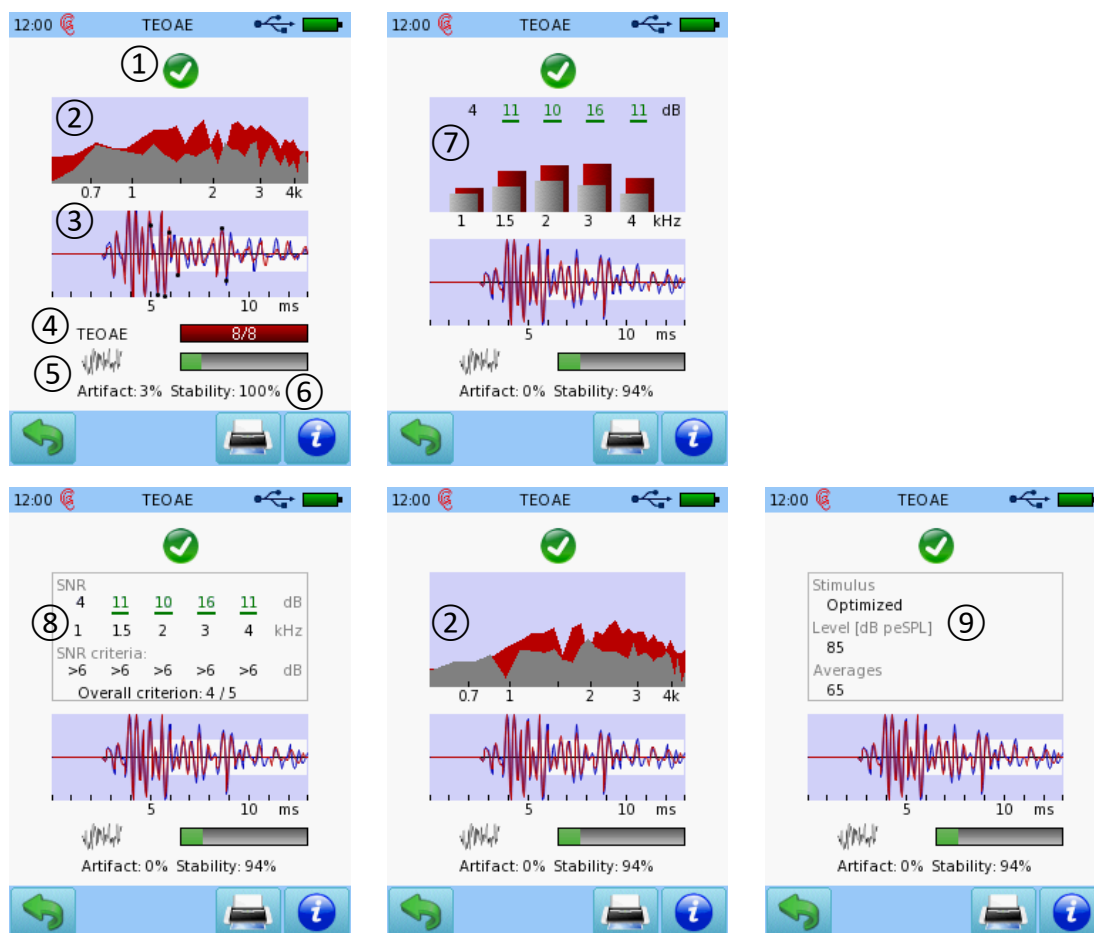


Rys 33: Pomiar TEOAE (na górze: TEOAE Szybki; na dole: TEOAE Diagnostyczny; po lewej: jednuszny; po prawej: dwuszny; na dole po prawej: tryb kreskówkowy)środkowy - jednuszny tryb prosty; dolny prawy - dwuszny tryb pros

Podczas pomiaru (patrz Rys 33) wyświetlany jest ogólny postęp pomiaru ⑤ i pomiar hałasu otoczenia ④. Poziom hałasu jest wskaźnikiem adekwatności warunków pomiaru. Przy dobrych warunkach pomiaru pasek hałasu powinien pozostać w dolnej ćwiartce. Jeśli pasek hałasu jest wyższy, poziomy hałasu otoczenia mogą być zbyt wysokie, Pacjent może nie być wystarczająco spokojny (np. przełykając, poruszając się) lub kabel sondy usznej może ocierać się np. o ubrania. Jeśli kontrola szczelności jest włączona w *Preferencjach TEOAE* i kryterium nie powiedzie się podczas testu (np. gdy sonda wyslizguje się z kanału słuchowego) w miejscu zielonego paska hałasu, wyświetlana jest informacja ostrzegawcza „niestabilna”. Całkowity czas pomiaru zależy od warunków badania, tj. im wyższy poziom hałasu, tym mniejsza prędkość paska postępu.

Podczas pomiarów wyświetlane są: odpowiedź w dziedzinie czasu (uśredniona na dwa bufory, okno czasowe od 5 do 13 ms) ② i widmo częstotliwości (sygnał: obszar czerwony (prawe ucho), obszar niebieski (lewe ucho), hałas: obszar szary). W przypadku TEOAE Szybki wyświetlane jest widmo ciągłe ① i pasek wiarygodności TEOAE ③. W przypadku TEOAE Diagnostyczny widmo jest pokazane oddzielnie dla różnych pasm częstotliwości wraz z bieżącymi wartościami SNR ⑧. Tryb kreskówkowy (samolot lub inny obiekt przelatujący przez komiksowy krajobraz ⑨) można aktywować, naciskając

przycisk samolotu ⑦. Tryb kreskówkowy jest przeznaczony zwłaszcza do skupienia uwagi dziecka, a tym samym do poprawy warunków hałasu podczas testu. Badanie może zostać przerwane przez badającego przyciskiem Stop ⑥.



Rys 34: Wynik TEOAE (górny lewy - TEOAE Quick; prawy górny - widok pasma częstotliwości TEOAE Diagnostyczny; dolny lewy - widok SNR, dolny środkowy - widok widma, dolny prawy - widok parametru

Po zakończeniu testu ekran wyników (patrz Rys 34) pokazuje ogólny status wyniku ① (zielony symbol, jeśli kryterium testu zostało spełnione lub czerwony symbol, jeśli nie; zakończenie pomiaru przez użytkownika jest oznaczone żółtym znakiem zapytania). Do dalszej analizy widmo sygnału odpowiedzi i hałasu (TEOAE Szybki: ciągłe widmo ②; TEOAE Diagnostyczny: pasma częstotliwości ⑦) oraz sygnał czasowy ③ są pokazane wraz z danymi jakościowymi, tj. poziomem hałasu ⑤, częstością artefaktów i stabilnością bodźca ⑥. W przypadku TEOAE Szybki ważność statystyczną można odczytać z paska ważności TEOAE ④. W przypadku TEOAE Diagnostyczny można wyświetlić dodatkowe widoki wyników, naciskając ekran wyników, tj. SNR i kryteria ogólnego przejścia ⑧, ciągłe spektrum ② oraz parametry testu (rodzaj bodźca, poziom i uśrednione) ⑨.

W przypadku, gdy nie zostanie wykryty prawidłowy wynik, a częstość artefaktów przekroczy około 20% lub stabilność bodźca spadnie poniżej około 80%, spróbuj wyeliminować możliwe przyczyny (np. hałas otoczenia, niewłaściwe umieszczenie sondy usznej) i ponownie rozpocznij pomiar.

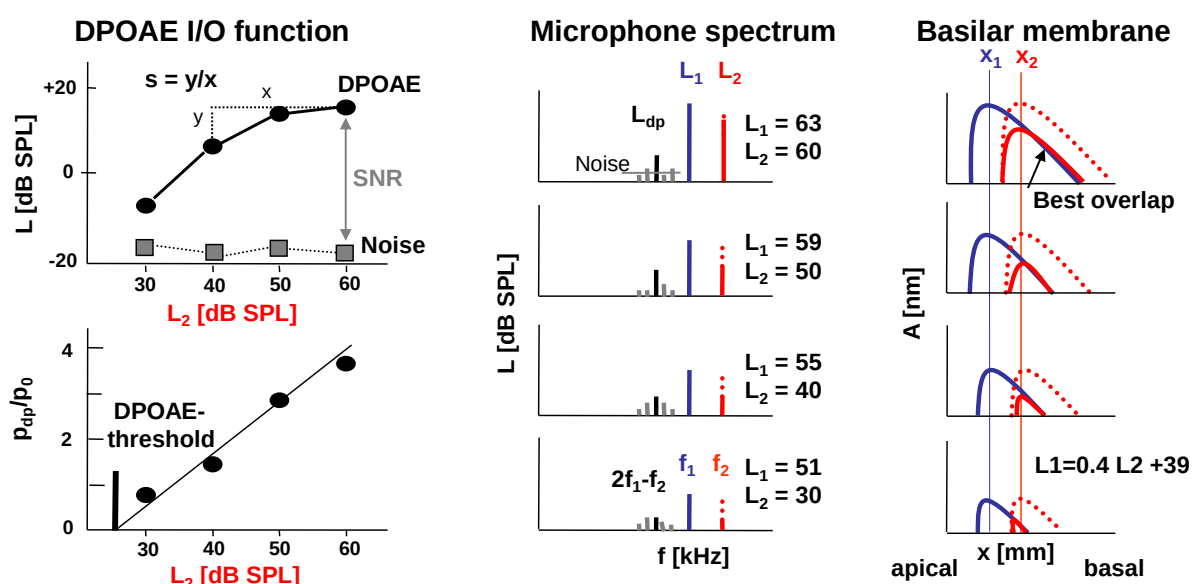
LITERATURA

- Bonfils P, Uziel A (1989): Clinical applications of evoked acoustic emissions: results in normally hearing and hearing-impaired subjects, *Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology* 98, p. 326-31.
- Bray P (1989): Click evoked otoacoustic emissions and the development of a clinical otoacoustic hearing test instrument, dissertation, University College and Middlesex School of Medicine, London.
- Giebel A (2001): Applying signal statistical analysis to TEOAE measurements, *Scandinavian Audiology Supplementum* 52, p. 130-132.
- Grandori F, Ravazzani P (1993): Non-linearities of click-evoked otoacoustic emissions and the derived non-linear technique, *British Journal of Audiology* 27, p. 97-102.
- Harris FP, Probst R, Wenger R (1991): Repeatability of transiently evoked otoacoustic emissions in normally hearing humans, *Audiology* 30, p. 135-141.
- Hatzopoulos S, Petrucelli J, Morlet T, Martini A (2003): TEOAE recording protocols revised: data from adult subjects, *International Journal of Audiology* 42, p. 339-347.
- Janssen T (2009): Otoakustische Emissionen (in German: Otoacoustic emissions), In: *Praxis der Audiometrie* (editors: Lehnhardt E, Laszig R), Thieme, p. 113-136.
- Janssen T, Müller J (2008): Otoacoustic emissions as a diagnostic tool in a clinical context. In: Manley GA, Fay RR, Popper AN. *Springer Handbook of Auditory Research* (Vol 30). Heidelberg, Germany
- Kemp DT, Bray P, Alexander L, Brown AM (1986): Acoustic emission cochleography – practical aspects, *Scandinavian Audiology Supplementum* 25, p. 71-95.
- Kemp DT, Ryan S, Bray P (1990a): A guide to the effective use of otoacoustic emissions, *Ear and Hearing* 11, p. 93-105.
- Kemp DT, Ryan S, Bray P (1990b): Otoacoustic emission analysis and interpretation for clinical purposes, In: *Cochlear mechanisms and otoacoustic emissions* (editors: Grandori F, Ciafrone G, Kemp D), Karger.
- Probst R, Lonsbury-Martin BL, Martin GK, Coats AC (1987): Otoacoustic emissions in ears with hearing loss, *American Journal of Otolaryngology* 8, p. 73-81.
- Robinette MS, Glattkke TJ (2002): Transient evoked otoacoustic emissions, In: *Otoacoustic emissions: clinical applications* (editors: Robinette MS, Glattkke TJ), Thieme.
- Smurzynski J, Kim DO (1992): Distortion-product and click-evoked otoacoustic emissions of normally-hearing adults, *Hearing Research* 58, p. 227-240.
- von Specht H, Ganz M, Pethe J, Leuschner S, Pytel J (2001): Linear versus non-linear recordings of transiently-evoked otoacoustic emissions – methodological considerations, *Scandinavian Audiology* 30, p. 116-118.

3.2.4 Emisje produktów zniekształceń nieliniowych (DPOAE)

METODOLOGIA

Emisje produktów zniekształceń nieliniowych (DPOAE) reprezentują zniekształcenia sześciennie generowane przez zewnętrzne komórki rzęsatę (OHC), gdy są one stymulowane jednocześnie dwoma tonami f_1 (niższa częstotliwość) i f_2 (wyższa częstotliwość) (patrz Rys 29). DPOAE powstają bezpośrednio z selektywnej częstotliwościowo nieliniowej kompresji OHC (Brownell i in., 1985; Kemp i in., 1986). Dwa podstawowe tony oddziałują w ślimaku w obrębie obszaru nakładania się fal biegnących w pobliżu miejsca charakterystycznego dla f_2 . Zatem DPOAE można zastosować do specyficznej częstotliwościowo oceny dysfunkcji ślimaka w miejscu f_2 . U ludzi można wykryć zarówno kwadratowe (np. f_2-f_1), jak i sześciennie produkty zniekształceń (np. $2f_1-f_2$). Składnik zniekształceń sześciennych $2f_1-f_2$ daje najwyższą amplitudę i dlatego jest przede wszystkim stosowany w diagnostyce audiologicznej (Gorga i in., 2000). Amplitudy DPOAE zwykle wahają się od około 20 dB SPL do ograniczającego je poziomu szumu, tj. około -20 dB SPL. DPOAE dostarczają ilościowych i specyficznych częstotliwościowo informacji o zakresie i charakterystykach operacyjnych wzmacniacza ślimakowego, tj. czułości, kompresji i selektywności częstotliwościowej narządu słuchu. Szczególnie ekstrapolowane funkcje I/O DPOAE (patrz Rys 35) pozwalają ocenić utratę czułości i kompresji ślimaka (Janssen i Müller, 2008). Liczba OHC przyczyniających się do generowania DPOAE zależy od wielkości nakładającego się regionu, która jest determinowana przez poziomy tonów pierwotnych L_1 i L_2 oraz przez stosunek częstotliwości f_2 / f_1 . Stwierdzono, że stosunek częstotliwości f_2 / f_1 wynoszący około 1,2 jest optymalny. Sugerowano też różne współczynniki poziomu tonów pierwotnych. Parametry poziomów natężenia tonów pierwotnych, które odpowiadają za różną kompresję fal biegnących w miejscu odpowiadającym f_2 , precyzuje paradygmat nożycowy (Whitehead i wsp., 1995; Kummer i wsp., 2000; Boege i Janssen, 2002). Ze względu na strome nachylenie fali biegnącej w kierunku szczytu ślimaka, maksymalne miejsce interakcji w ślimaku znajduje się w pobliżu częstotliwości f_2 . Aby zachować optymalne nakładanie się fal biegnących tonów pierwotnych przy stałym stosunku częstotliwości, różnicę poziomów natężenia tonów pierwotnych należy zwiększyć wraz ze spadkiem poziomu bodźca. Powoduje to, że spadek L_1 jest niższy niż spadek L_2 (patrz Rys 35).



Rys 35: Przegląd schematu generowania DPOAE z różnymi ustawieniami podstawowego poziomu tonu: paradygmat nożycowy (linie ciągłe), $L_1 = L_2$ (linie kropkowane)

Pomimo faktu, że DPOAE mają przede wszystkim odzwierciedlać aktywność OHC w miejscu f_2 , istnieją dowody, że DPOAE są generowane przez dwa różne źródła w ślimaku (Whitehead i in., 1992; Brown i in., 1996; Shera i Guinan, 1999). Jak już wspomniano, pierwsze źródło, którego działanie faktycznie może być zmierzone, znajduje się w obszarze nakładania się fal biegnących dwóch tonów pierwotnych w pobliżu miejsca f_2 i jest spowodowane zniekształceniem intermodulacyjnym. Drugie źródło, które niezamierzenie dodaje konstruktywnie lub destrukcyjnie do emisji pierwszego źródła, znajduje się w charakterystycznym częstotliwościowo miejscu $2f_1-f_2$ i jest spowodowane odbiciem energii, która wędrowała do szczytowo z obszaru nakładania się w pobliżu f_2 . Zatem energia z obu oddziałujących źródeł daje złożony sygnał DPOAE, który jest faktycznie rejestrowany w zewnętrznym przewodzie słuchowym. Wpływ drugiego źródła DPOAE można zaobserwować podczas monitorowania poziomu DPOAE w różnym zakresie częstotliwości, przy wąskim odstępie częstotliwości f_2 (subtelna struktura DPOAE).

Istnieje kilka obiektywnych metod oddzielania sygnału DPOAE od szumu tła i automatycznej oceny istotności zarejestrowanej emisji. Pierwsza metoda opiera się na obliczeniu poziomu szumu poprzez uśrednienie poziomów kilku sąsiednich składowych częstotliwości wokół komponentu częstotliwości DPOAE, przy czym SNR jest wskazywany przez różnicę między poziomem emisji a poziomem szumu. Kryterium SNR jest zwykle ustawione na 6 dB. Druga procedura walidacji danych oparta jest na statystykach fazowych, które sprawdzają sprzężenie fazy składowej DPOAE z fazą tonów pierwotnych. Statystyka fazowa znormalizowanych wektorów fazowych sygnału odbieranego przy znanej częstotliwości DPOAE. Podobnie jak statystyki dwumianowe, suma wektorowa może być skalowana w kategoriach prawdopodobieństwa, zapewniając określone i bardzo wysokie czułości. Typowy poziom istotności przekracza 99% na jeden test.

Wewnątrzsobnicza wariancja poziomu DPOAE jest dość niska z odchyleniem standardowym poniżej 2 dB (Johnsen i Elberling, 1982a, b). Powtarzalne pomiary DPOAE przy niezmienionej pozycji sondy dźwiękowej wykazywały wykładniczo rosnące odchylenie standardowe poziomu DPOAE, wraz ze wzrostem SNR (Janssen i in., 2005a). Na przykład przy SNR 10 dB odchylenie standardowe wynosi 1,8 dB, przy SNR 20 dB do 0,7 dB, a przy SNR 40 dB do 0,1 dB. Oznacza to, że im wyższy SNR, tym wyższa wiarygodność pomiaru DPOAE. To odkrycie jest ważne w odniesieniu do oceny niewielkich zmian DPOAE. W praktyce klinicznej istotne są powtarzalne pomiary DPOAE ze zmienioną pozycją sondy dźwiękowej. Standardowe odchylenie poziomu DPOAE wyniosło około 1,6 dB (Müller i in., 2005) przy zmianie pozycji sondy dźwiękowej pomiędzy pomiarami.

W **DP-gramie** wykreślany jest poziom L_{dp} DPOAE w funkcji f_2 (główne miejsce generowania DPOAE) dla wybranej kombinacji poziomów tonów pierwotnych L_1 i L_2 . Należy podkreślić, że DP-gram najlepiej odzwierciedla czułość wzmacniacza ślimakowego (CA), gdy jest rejestrowany przy poziomie bodźca zbliżonym do progowego (Janssen i in., 1998; Kummer i in., 1998; Dorn i in., 2001). W normalnym słuchu (normalny CA), DPgramy są blisko siebie przy wysokich, i bardziej oddzielone przy niskich, poziomach bodźca. Odzwierciedlając nieliniowe przetwarzanie dźwięku w ślimaku. W uszach ze ślimakowym ubytkiem słuchu (upośledzenie CA) DPgramy są bardziej rozdzielone nawet przy wysokich poziomach bodźca, co ujawnia utratę kompresji CA (Janssen i in., 1998, Kummer i in., 1998, Neely i in., 2003).

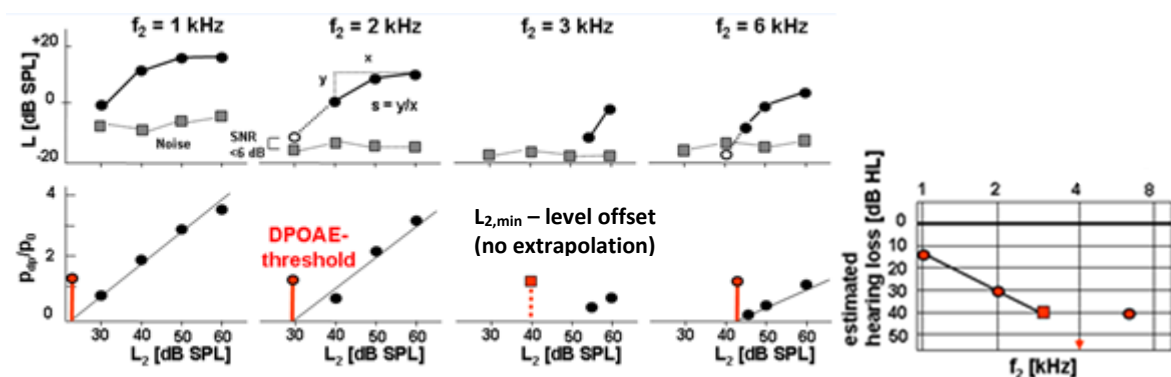
Funkcje I/O poziomu DPOAE wykreślają poziom L_{dp} DPOAE w funkcji poziomu L_2 tonu pierwotnego dla wybranego f_2 , a zatem odzwierciedlają dynamikę CA w miejscu f_2 w ślimaku (Dorn i in., 2001). Przy prawidłowym słuchu, w odpowiedzi na bodźce o niskim poziomie, funkcje I/O wykazują

duże (strome) nachylenie, a przy wysokich poziomach bodźców małe (łagodne) nachylenie, odzwierciedlając w ten sposób silne wzmocnienie przy niskim i zmniejszające się wzmocnienie

(nasycenie) przy umiarkowanych poziomach dźwięku. Jest to jednak prawdą tylko wtedy, gdy zastosowane jest określone ustawienie poziomu bodźca, które odpowiada za różną kompresję tonów pierwotnych w miejscu f_2 (paradygmat nożycowy: Kummer i in., 2000).

Funkcje I/O ciśnienia DPOAE wykreślają ciśnienie p_{dp} DPOAE (zamiast poziomu L_{dp} DPOAE) w funkcji poziomu tonu pierwotnego L_2 . Ze względu na logarytmiczną zależność poziomu DPOAE od poziomu tonu pierwotnego istnieje liniowa zależność między ciśnieniem p_{dp} DPOAE a poziomem tonu pierwotnego L_2 (Boege i Janssen, 2002). Dlatego dane DPOAE można łatwo dopasować za pomocą analizy regresji liniowej.

Punkt przecięcia linii regresji liniowej z osią L_2 przy $p_{dp} = 0$ Pa może następnie służyć jako oszacowanie poziomu bodźca na **progu DPOAE** (patrz Rys 36; Boege i Janssen, 2002; Gorga i in., 2003). Oszacowany poziom progu L_{dpth} , gdy wykreśli się go dla częstotliwości f_2 , stanowi miarę do oszacowania progu CA w miejscu f_2 . Z powodu fal stojących w zewnętrznym przewodzie słuchowym nie zawsze można wiarygodnie określić bodziec i odpowiedź, dlatego też progi DPOAE nie zawsze odpowiadają progom audiometrycznym. Dotyczy to zwłaszcza dużych objętości przewodu słuchowego. W takim przypadku rozbieżność między progami DPOAE a progami PTA występuje głównie u dorosłych (w zależności od wielkości przewodu słuchowego) w obszarze średniej częstotliwości około 3 kHz i przy wyższych częstotliwościach testowych (> 6 kHz). Efekty fali stojącej są mniej istotne u noworodków i niemowląt ze względu na krótszą długość przewodu słuchowego zewnętrznego (Keefe i in., 1993). Relacja między poziomem OAE a progiem słuchowym - a raczej jego brakiem - jest mocno dyskutowana. Dawniej powszechne było definiowanie granic pewności w celu określenia stopnia pewności, z jaką każdą zmierzoną odpowiedź można przypisać zarówno do normalnego, jak i upośledzonego słuchu (Gorga i in., 1996; Gorga i in., 2000), lub definiować próg detekcji DPOAE jako poziom bodźca, przy którym odpowiedź równa się szumowi wewnętrznemu urządzenia (Dorn i in., 2001). Ponieważ jednak szum ma pochodzenie techniczne (np. szum mikrofonu), próg oszacowany w ten sposób nie pasuje do progu behawioralnego. Bardziej istotnym miernikiem jest punkt przecięcia między ekstrapolowaną funkcją I/O DPOAE a osią pierwotnego poziomu tonów, przy której ciśnienie akustyczne odpowiedzi wynosi zero, a zatem w którym OHC są nieaktywne. Podczas stosowania paradygmatu nożycowego do wywoływania DPOAE występuje liniowa zależność między ciśnieniem akustycznym DPOAE a poziomem ciśnienia akustycznego tonu pierwotnego. Oszacowany próg DPOAE L_{dpth} jest niezależny od szumu i wydaje się być bliżej związany z progiem behawioralnym niż próg wykrywania DPOAE (Boege i Janssen, 2002; Gorga i in., 2003; Janssen i in., 2006).



Rys 36: Schemat poglądowy audiogramu DPOAE uzyskanego z oszacowania progu DPOAE

Podczas kreślenia progu DPOAE w poziomie słyszalności dB (HL), szacowane progi DPOAE można wykreślić w formie audiogramu (**audiogram DPOAE**) (patrz Rys 36). Audiogramy DPOAE mogą być stosowane u dzieci ze skierowaniem wynikającym z badania przesiewowym noworodka w celu wykrycia przejściowego przewodzeniowego ubytku słuchu z powodu dysfunkcji trąbki słuchowej i/lub płynu owodniowego w jamie bębenkowej lub w celu potwierdzenia utrzymującego się ubytku słuchu w badaniu kontrolnym. W przypadku łagodnego i umiarkowanego ubytku słuchu audiogramy DPOAE są alternatywną metodą dla audiometrii behawioralnej, audiometrii odpowiedzi słuchowych potencjałów wywołanych pnia mózgu (ABR) z bodźcami wąskopasmowymi lub słuchowych odpowiedzi w stanie ustalonym (ASSR). Zwłaszcza u niemowląt, u których uwarunkowane audiogramy w polu swobodnym nie odzwierciedlają rzeczywistego progu, audiogramy DPOAE mogą oceniać utratę słuchu w sposób bardziej precyzyjny niż testy behawioralne. Ponadto można wykryć jednostronny ubytek słuchu. Audiogramy DPOAE są w stanie ilościowo ocenić ubytek słuchu na różnych częstotliwościach w ciągu kilku minut. Przewidywanie ubytku słuchu na pięciu częstotliwościach za pomocą ABR dla bodźców tonalnych lub ASSR może potrwać pół godziny i dłużej. Jest to istotna zaleta DPOAE w porównaniu z serią pomiarów ABR dla bodźców tonalnych lub ASSR. Zatem audiogramy DPOAE mogą służyć jako zaawansowane narzędzie do wypełniania luki między badaniami przesiewowymi a testami audiologicznymi w audiologii dziecięcej.

Nachylenie DPOAE, obliczone na podstawie funkcji I/O DPOAE (np. między poziomem bodźca L_2 wynoszącym 40 a 60 dB SPL), wskazuje na kompresję wzmacniacza ślimakowego (CA). Wykreślając w funkcji kolejnych częstotliwości można ustalić profil nachylenia DPOAE. W uszach ze ślimakowym ubytkiem słuchu nachylenie funkcji I/O DPOAE rośnie wraz ze wzrostem ubytku słuchu, wskazując na utratę kompresji CA (Janssen i in., 1998; Kummer i in., 1998; Müller i Janssen, 2004; Neely i in., 2003). Nachylenie DPOAE różni się znacznie między rodzajami ubytków słuchu (Janssen i in., 2005b). Badania naukowe donoszą, że nachylenie DPOAE jest związane ze spadkiem funkcji głośności (Neely i in., 2003, Müller i Janssen, 2004). Zatem sugeruje się, że nachylenie funkcji I/O DPOAE umożliwia ilościową ocenę kompresji CA, a tym samym może stanowić obiektywny test oceniający objaw wyrównania głośności. Szczególnie w przypadku dopasowań aparatów słuchowych u dzieci konieczna jest ilościowa ocena ubytku słuchu i ocena objawu OWG. Za pomocą audiogramów DPOAE i charakterystyki wzmacniacza ślimakowego, głównie w przypadku uszu z ślimakowym ubytkiem słuchu, można uzyskać dodatkowe parametry dla regulacji aparatu słuchowego, co jest istotne szczególnie przy braku współpracy ze strony Pacjenta (Müller i Janssen, 2004).

Wpływ drugiego źródła emisji DPOAE można zaobserwować podczas wyznaczania poziomów DPOAE w funkcji częstotliwości, z wąskimi odstępami częstotliwości, tj. ≤ 100 Hz (**dyskretna struktura**

DPOAE). Z powodu destrukcyjnego lub konstruktywnego nałożenia drugiego źródła DPOAE wzdluż częstotliwość, wzór spadków i wzmocnień (pików) w dyskretnej strukturze DPOAE można zaobserwować u osób z normalnym lub prawie normalnym słuchem (He i Schmiedt, 1993, 1996, 1997; Talmadge i wsp., 1999; Mauermann i wsp., 1999a, b). Dyskretna struktura DPOAE może dawać informacje o drobnych zmianach rejestrowanych również behawioralnie w audiometrii tonalnej. Jednak ze względu na superpozycję drugiego źródła emisji DPOAE, korelacja między tymi dwoma miarami nie jest jasna. Ponadto dyskretna struktura DPOAE jest w stanie ujawnić upośledzenie OHC na bardzo wczesnym etapie, tj. na wczesnym etapie ubytku słuchu, np. z powodu nadmiernej ekspozycji na hałas lub podania leku ototoksycznego. Szczyty i spadki w dyskretnej strukturze DPOAE, a tym samym wpływ drugiego źródła emisji DPOAE, zanikają u Pacjentów z pogłębiających się ubytkiem słuchu (Mauermann i in., 1999b). W uszach z wczesnym ubytkiem słuchu, drugie źródło jest aktywne przynajmniej w niektórych miejscach ślimaka. W przypadku klinicznej oceny funkcji I/O DPOAE interferencja drugiego źródła emisji DPOAE pogarsza interpretowalność i dokładność otrzymywanych parametrów, takich jak próg DPOAE i współczynnik kompresji. W związku z tym oczekuje się, że wyeliminowanie wpływu drugiego źródła emisji DPOAE poprawi ich niezawodność. Można to zrobić do pewnego stopnia, tłumiąc drugie źródło emisji DPOAE, stymulując jednocześnie ucho tonem ponadprogowym o częstotliwości zbliżonej do $2f_1-f_2$ (Heitmann i in., 1998), stosując technikę bramkowania (Mauermann i Kollmeier, 2004), metodę "onset decomposition" (Dalhoff i in., 2013), lub - jak zaproponowano w PATH MEDICAL - przez modulowane częstotliwościowo tony podstawowe (Lodwig, 2012, 2013 a, b). Podczas stosowania techniki tłumienia DPOAE należy zastosować wysokie poziomy tonów tłumienia, aby zmniejszyć wpływ drugiego źródła emisji DPOAE. W konsekwencji wpływa to na OHC w sąsiedztwie miejsca $2f_1-f_2$, co prowadzi do mniej specyficznej częstotliwościowo oceny ubytku słuchu. Wadą techniki bramkowania jest fakt, iż metoda ta jest bardzo czasochłonna. Wydaje się, że technika "onset decomposition" jest w stanie przewidzieć próg słyszalności ślimaka z dużą dokładnością w krótkim czasie. Jednak ta technika była dotychczas stosowana tylko u osób z prawidłowym słuchem i w ograniczonym zakresie częstotliwości (1,4 do 2,6 kHz).

Technika pomiarowa **FMDPOAE**TM została opracowana przez PATH MEDICAL (Lodwig, 2012, 2013 a, b, 2014 a, b) do tłumienia wpływu drugiego źródła emisji DPOAE. Częstotliwości tonów pierwotnych zmieniają się w czasie, po $f_1(t) = f_{1norm} + d_1(t)$ i $f_2(t) = f_{2norm} + d_2(t)$, co daje $f_{dp}(t) = 2 * f_1(t) + f_2(t)$. Częstotliwości pierwotnego tonu są przesuwane między ± 50 Hz przy 1 kHz i ± 100 Hz przy 4 kHz z częstotliwością modulacji 1,4 do 1,6 Hz. Z powodu związanego z tym przesunięcia fazowego, wpływ drugiego źródła emisji DPOAE (który może pogorszyć wykrywanie DPOAE, a tym samym oszacowanie progu DPOAE, szczególnie przy minimach dyskretnej struktury DPOAE) jest zmniejszony. Ponadto, z powodu modulacji częstotliwości, liczba stymulowanych OHC jest zwiększona, co skutkuje wyższym poziomem DPOAE. Zatem FMDPOAE nie potrzebuje żadnych dodatkowych bodźców i nie wydłuża czasu testu. Wydaje się, że FMDPOAE może znacznie poprawić zarówno badania przesiewowe, jak i diagnostyczne testy DPOAE.

Stwierdzono, że DPOAE są mierzalne przy przewodzeniowym ubytku słuchu do 20 do 25 dB HL i ślimakowym ubytku do 40 do 50 dB HL, co odpowiada w przybliżeniu zakresowi wzmocnień wzmacniacza ślimakowego (Davis, 1983; Ruggero i in., 1997).

Główne zastosowania kliniczne DPOAE: diagnostyka kontrolna po przesiewowym (noworodkowym) badaniu słuchu, ocena utraty czułości (prógi ślimakowe) i kompresji (objaw OWG) wzmacniacza ślimakowego, wykrywanie wczesnego stadium ślimakowego uszkodzenia słuchu np. podczas

nadmiernej ekspozycji na hałas lub podawanie leków ototoksycznych oraz dopasowanie aparatu słuchowego, szczególnie u małych dzieci.

Badanie przesiewowe noworodków DPOAE jest zwykle przeprowadzane w obszarze średnich częstotliwości (np. między 1,5 a 4 kHz). Testy dla wyższych częstotliwości są mniej wiarygodne ze względu na problem fali stojącej i ograniczenia mechaniczne przetwornika elektroakustycznego. Z kolei poniżej 1 kHz niewystarczający jest stosunek SNR. Celem przesiewowych badań słuchu jest identyfikacja niewielkich i niezauważalnych uszkodzeń słuchu, które mogą powodować znaczące utrudnienia dla danego dziecka. Przedszkolne przesiewowe testy słuchu powinny dostarczyć bardziej szczegółowych i ilościowych informacji na temat ubytku słuchu, jak np. dostępne na audiogramie DPOAE.

Dostępne są dwie wersje DPOAE:

- **DPOAE Szybki / Diagnostyczny** pozwala na specyficzny częstotliwościowo pomiar DPOAE na jednym lub wielu poziomach bodźca. Status wykrywania odpowiedzi (poprawna / niepoprawna odpowiedź) jest przedstawiany dla każdej wybranej kombinacji częstotliwości / poziomu bodźca. *DPOAE Szybki* odnosi się do pomiaru na jednym poziomie przesiewowym, podczas gdy *DPOAE Diagnostyczny* odnosi się do pomiaru na wielu poziomach bodźca. Można ustawić kryteria definiowane przez użytkownika, tj. kryteria SNR (6, 9 lub 12 dB), a dla *DPOAE Szybki* ogólne kryterium zaliczenia (liczba ważnych odpowiedzi spośród całości).
- **DPOAE Threshold** pozwala na specyficzne częstotliwościowo określanie ślimakowych progów słuchowych poprzez pomiar DPOAE z adaptacyjnym ustawieniem poziomów bodźca. Szacowanie utraty słuchu w ślimaku za pomocą ekstrapolowanych funkcji I / O DPOAE zapewnia ilościową ocenę funkcji (dysfunkcji) zewnętrznych komórek słuchowych. Automatyczna procedura optymalizacji częstotliwości i poziomu bodźca przeprowadzana jest przed każdym pomiarem przy określonej częstotliwości.

Testy DPOAE można wykonywać obuusznie, jeśli podłączone są dwie sondy uszne. Wówczas, czas na wykonanie pełnego testu obuusznego zmniejsza się dwukrotnie. Dzięki powyższym standardowym modułom, DPOAE mogą być mierzone przy częstotliwościach f_2 od 1 do 8 kHz (dla DPOAE Diagnostyczny z DPHIRES zakres częstotliwości jest rozszerzony).

Dla urządzeń Sentiero Desktop, moduł diagnostyczny DPOAE Diagnostyczny dostępny jest również DPOAE z wyrównywaniem ciśnienia w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Ta funkcja umożliwia pomiar DPOAE z kompensacją ciśnienia statycznego w celu skompensowania zmiany maks. podatności ucha środkowego. Użycie DPOAE pod ciśnieniem może poprawić wykrywalność DPOAE u osób z nieprawidłowym tympanogramem (patrz np. Zebian i in., 2013; Beck i in., 2016).

Dostępnych jest kilka rozszerzeń modułów, które zapewniają określone dodatkowe funkcje:

- **Wielokanałowy DPOAE** pozwala na jednoczesny pomiar DPOAE przy zastosowaniu wielu par tonów pierwotnych (Żurek i Rabinowitz, 1993; Lodwig, 2013b). Aby uniknąć nakładania się na błonie podstawnej fal biegnących pochodzących od kolejnych par tonów (f_{11} : f_{21} , f_{12} : f_{22} , f_{13} : f_{23} , ...), częstotliwości kolejnych par tonów f_{1i} : f_{2i} powinny mieć wyraźną odległość co najmniej jednej oktawy. Odległość częstotliwości tonów podstawowych jest kontrolowana automatycznie.

- **FMDPOAE™** umożliwia pomiar DPOAE z modulowanymi częstotliwościowo tonami pierwotnymi, co ma na celu zmniejszenie wpływu drugiego źródła emisji DPOAE, a zatem oczekuje się, że poprawi niezawodność wykrywania DPOAE, jak również szacowania progów słyszenia.

Rozszerzenie wyłącznie do DPOAE Diagnostyczny:

- **DPOAE High Resolution** umożliwia pomiar DPOAE przy częstotliwościach początkowych i końcowych definiowanych przez użytkownika od 0,8 do 10 kHz oraz definiowanych przez użytkownika liniowych lub logarytmicznych wielkościach kroku. Umożliwia to z jednej strony wyznaczanie DP-gramów w definiowanym przez użytkownika zakresie częstotliwości, a z drugiej strony pomiar dyskretnej struktury DPOAE z wąskimi odstępami częstotliwości.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz test DPOAE, który chcesz wykonać, z ekranu wyboru modułu, tj. *DPOAE Szybki*, *DPOAE Diagnostyczny* lub *DPOAE Threshold*. Jeśli licencja obejmuje więcej niż jeden test OAE, *DPOAE Szybki*, *DPOAE Diagnostyczny* i *DPOAE Threshold* można znaleźć w sekcji *OAE*. Wybierz ustawienie wstępne, które chcesz wykonać. W razie potrzeby zmień parametry (np. częstotliwość f_2 ; dla DPOAE Szybki / Diagnostyczny: poziom L_2 , kryterium SNR; dla DPOAE Szybki: ogólne kryterium zaliczenia; dla DPOAE Diagnostyczny: konfiguracja L_2 / L_1 , minimalny L_{dp} , limit czasu) oraz nazwę ustawienia jeśli jest potrzeba. W przypadku konfiguracji poziomu L_2 / L_1 firma PATH MEDICAL zaleca użycie ustawienia *Auto*, które zapewnia zoptymalizowane podstawowe poziomy tonów podobne do paradygmatu nożycowego autorstwa Kummer i in. (2000). Możesz wybrać czas adaptacyjny (czas jest kontrolowany przez urządzenie) lub czas ręczny z minimalnym i maksymalnym czasem pomiaru. Należy wziąć pod uwagę, że podwojenie czasu pomiaru odpowiada wzrostowi SNR nawet o 3 dB. Jeśli pozwala na to licencja, w celu poprawienia odpowiednio niezawodności DPOAE i czasu pomiaru mogą zostać aktywowane tryby *FMDPOAE* i *DPOAE Multichannel*. W przypadku DPOAE Diagnostyczny można używać *DPOAE High Resolution* z liniowym lub logarytmicznym krokiem pomiarowym zdefiniowanym przez użytkownika w zakresie skali częstotliwości. Jeśli mają być zbadane właściwości dyskretnej struktury DP, tryb FMDPOAE należy dezaktywować. We wszystkich innych przypadkach zaleca się aktywację FMDPOAE.

Osoba badana powinna być spokojna i wygodnie siedzieć na krześle lub na łóżku. W przypadku niemowląt zaleca się wykonanie testu podczas snu. Upewnij się, że podłączona jest właściwa sonda uszna (np. EP-DP, EP-VIP) i że kabel sondy usznej nie ociera się o żaden materiał, np. ubranie. Wybierz końcówkę uszną o odpowiednim rozmiarze dopasowanym do rozmiaru końcówki sondy i wielkości przewodu słuchowego zewnętrznego Pacjenta. Upewnij się, że sonda jest włożona z zapewnieniem szczelności. W przypadkach, gdy sonda nie jest włożona prawidłowo lub kanały sondy są zablokowane, pojawi się ostrzeżenie.

Wybierz ucho testowe (*Prawe + Lewe*: jednoczesny pomiar prawego i lewego ucha). Po udanej kalibracji sondy usznej (patrz Rys 32) rozpoczyna się pomiar. Więcej informacji na temat kalibracji sondy usznej znajduje się w rozdziale [3.2.3: Transjentowe wywołane emisje otoakustyczne \(TEOAE\)](#). Tryb widoku można skonfigurować w *DPOAE Ustawienia*. Bodźce DPOAE są prezentowane zgodnie z ustawieniami parametrów, a odpowiedź jest wykrywana przez mikrofon sondy usznej. Podczas pomiaru *DPOAE Szybki / Diagnostyczny* wyświetlane są następujące elementy ekranu:

DPOAE Szybki (zobacz Rys 37, góra):

- Pasek prawidłowości DPOAE ① dla wszystkich wybranych f_2 na aktualnie testowanym L_2 (kolor paska odpowiada uchu: czerwony: prawe ucho, niebieski: lewe ucho)

DPOAE Diagnostyczny (zobacz Rys 37, dół):

- Prawidłowość DPOAE ① i pasek czasu ④ dla aktualnie testowanych kombinacji f_2/L_2
- Macierz stanu odpowiedzi ⑤ (wyświetlana odpowiednio dla prawego lub lewego ucha po naciśnięciu ekranu odpowiednio po lewej lub prawej stronie ekranu): wskazuje dla każdego f_2 / L_2 , czy DPOAE jest prawidłowy (zielony znacznik wyboru), nieprawidłowy (czerwony $\emptyset$) lub pominięty (szara $\emptyset$).
- DP-gram ⑩ (tylko dla DPOAE High Resolution – patrz Rys 38) (wyświetlany dla prawego lub lewego ucha po naciśnięciu ekranu odpowiednio po lewej lub prawej stronie ekranu)

DPOAE Szybki/Diagnostyczny

- Pasek ogólnego postępu ②
- Pasek szumu ③

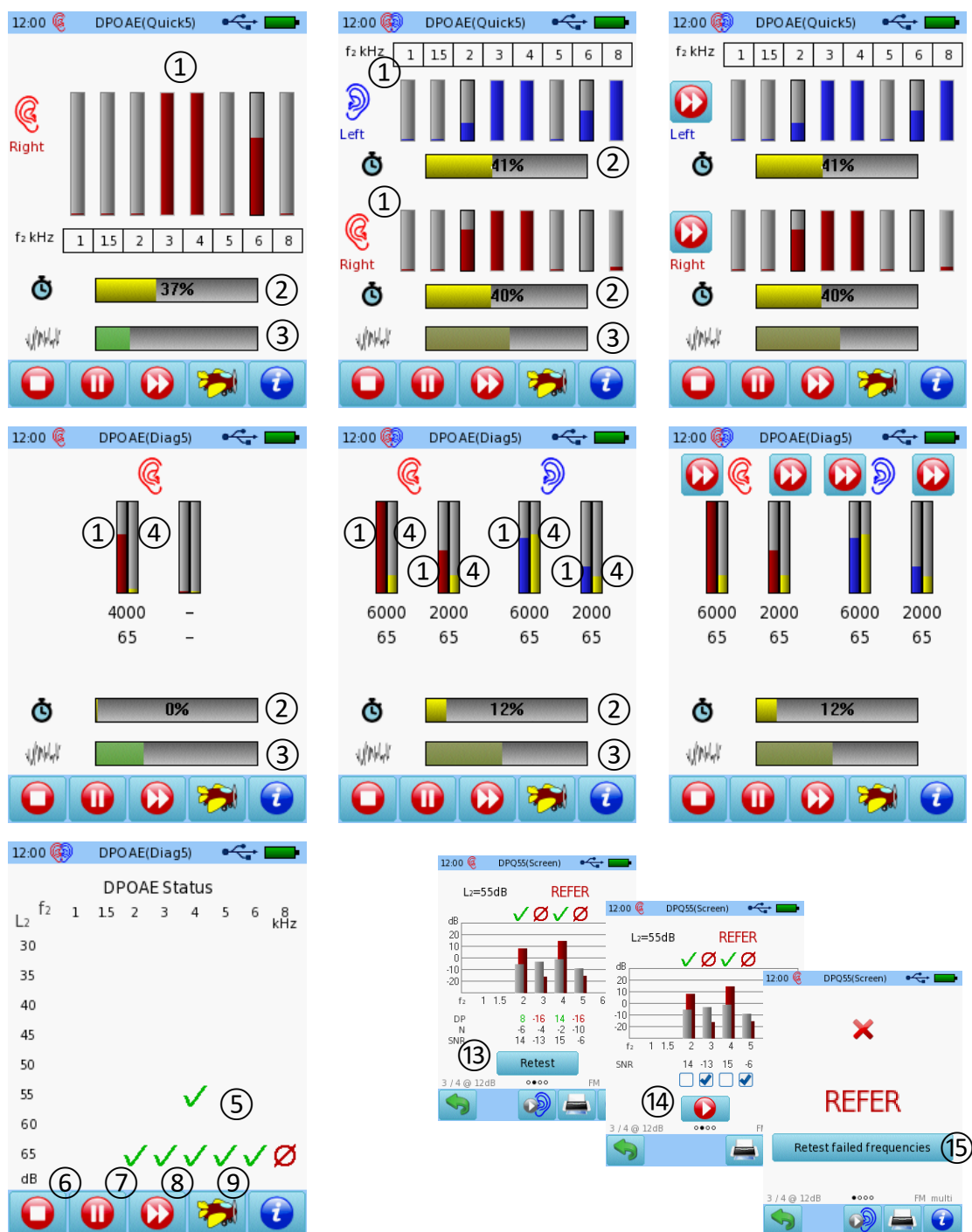
DPOAE Threshold (patrz Rys 39):

- Prawidłowość DPOAE ① i pasek czasu ② dla aktualnie testowanych kombinacji f_2 / L_2
- Pasek szumu ③
- Macierz stanu poziomu częstotliwości ⑪: wypełnione pionowe słupki wskazują, przy którym poziomie minimalnym wykryto prawidłowy DPOAE, symbole otwartego pola wskazują, przy którym f_2 / L_2 aktualnie działa pomiar DPOAE
- Audiogram DPOAE ⑫ (wyświetlany dla prawego lub lewego ucha po naciśnięciu ekranu odpowiednio na dolnej lub górnej stronie ekranu)

Należy pamiętać, że opcja FMDPOAE nie wpływa na sposób wyświetlania pomiarów. Interfejs użytkownika jest dostosowany do pomiarów dwuosusznych i wielokanałowych, dzięki czemu wszystkie dane zarejestrowane jednocześnie można zobaczyć na jednym ekranie.

Jeśli pasek reprezentujący wiarygodność DPOAE osiągnie pełną amplitudę, jest to uznawane za prawidłowo zarejestrowanie DPOAE. Jeśli pasek postępu osiągnie pełną amplitudę, pomiar jest automatycznie kończony. Poziom hałasu jest wskaźnikiem warunków akustycznych w jakich przeprowadzono badanie. Przy dobrych warunkach pomiarowych pasek hałasu powinien pozostać w dolnej ćwiartce. Jeśli pasek poziomu hałasu jest wyższy (stopniowo zmienia kolor na czerwony), poziom hałasu otoczenia jest zbyt wysoki z uwagi na fakt, że Pacjent może nie być wystarczająco spokojny (przetykanie, ruch) lub przewód sondy usznej ociera się o ubranie. Pomiar stabilności bodźca jest realizowany za pomocą sygnału niskiej częstotliwości. Jeśli pogorszy się stabilność bodźca, np. z powodu ruchu sondy usznej, procedura kalibracji sondy usznej rozpoczyna się ponownie. Po pomyślnej ponownej kalibracji pomiar jest kontynuowany.

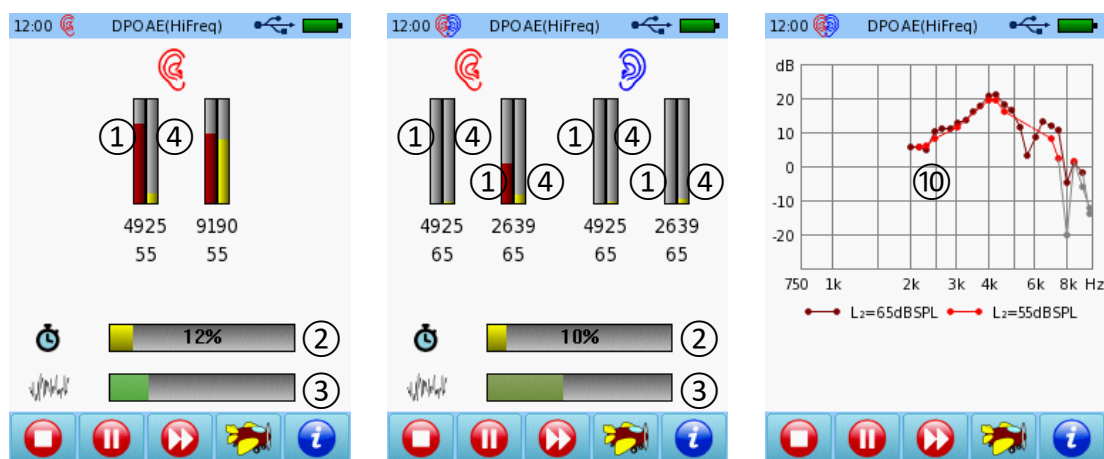
Testy można przerwać i kontynuować po przerwie ⑦ lub zatrzymać ⑥. Bieżące pomiary f_2 / L_2 można pominąć ⑧. W przypadku *DPOAE Szybki* wszystkie aktualnie trwające pomiary f_2 / L_2 są pomijane. Jeśli wykonywany jest pomiar dwuosuszny, użytkownik może zdecydować, przy którym uchu pominąć aktualnie trwające pomiary f_2 / L_2 . W przypadku diagnostyki DPOAE można wybrać pojedynczy bieżący pomiar f_2 / L_2 . Tryb kreskówkowy (patrz Rys 33) jest dostępny po naciśnięciu przycisku samolotu ⑨. Tryb kreskówkowy jest szczególnie przydatny do skupienia uwagi dziecka, a tym samym do poprawy warunków akustycznych podczas testu.



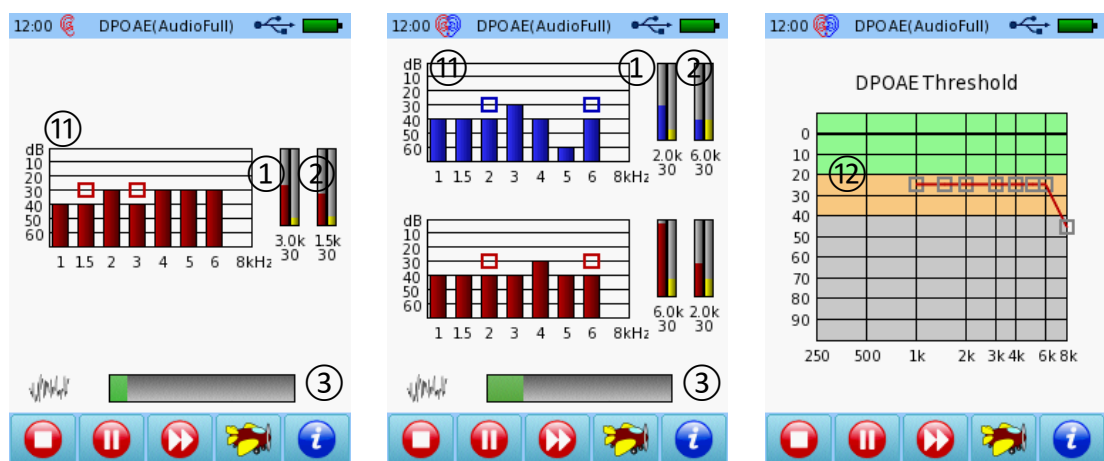
Rys 37: Pomiar DPOAE Szybki / Diagnostyczny (góra: DPOAE Szybki, środkowy rząd: DPOAE Diagnostyczny; lewy: test jednuszny, środkowy: test dwuszny, prawy: dwuszny, pomiar prądu f_2 / L_2 ; dolny lewy: diagnostyka DPOAE

Po zakończeniu testu DPOAE Szybki pomiary DPOAE przy określonych częstotliwościach można powtórzyć, naciskając przycisk ponownego testu (13) w widoku wykresu słupkowego. Domyślnie częstotliwości z nieprawidłowymi odpowiedziami są oznaczone do ponownego testu, ale można wybrać dowolną częstotliwość. Ponowny test rozpoczyna się po naciśnięciu przycisku odtwarzania (14). Jeśli ponowny test się nie powiódł i zostanie naciśnięty przycisk częstotliwości (15) w ogólnym widoku wyników, DPOAE są natychmiast ponownie testowane na częstotliwościach z nieprawidłowymi

odpowiedziami. *DPOAE Diagnostyczny* można skonfigurować tak, aby automatycznie powtarzał kombinacje f_2/L_2 z nieprawidłowymi odpowiedziami po zakończeniu testu diagnostycznego DPOAE.



Rys 38: Pomiar DPOAE High Resolution (lewy - jednuszny; środkowy - dwuszuszny; prawy – gram DPOAE)



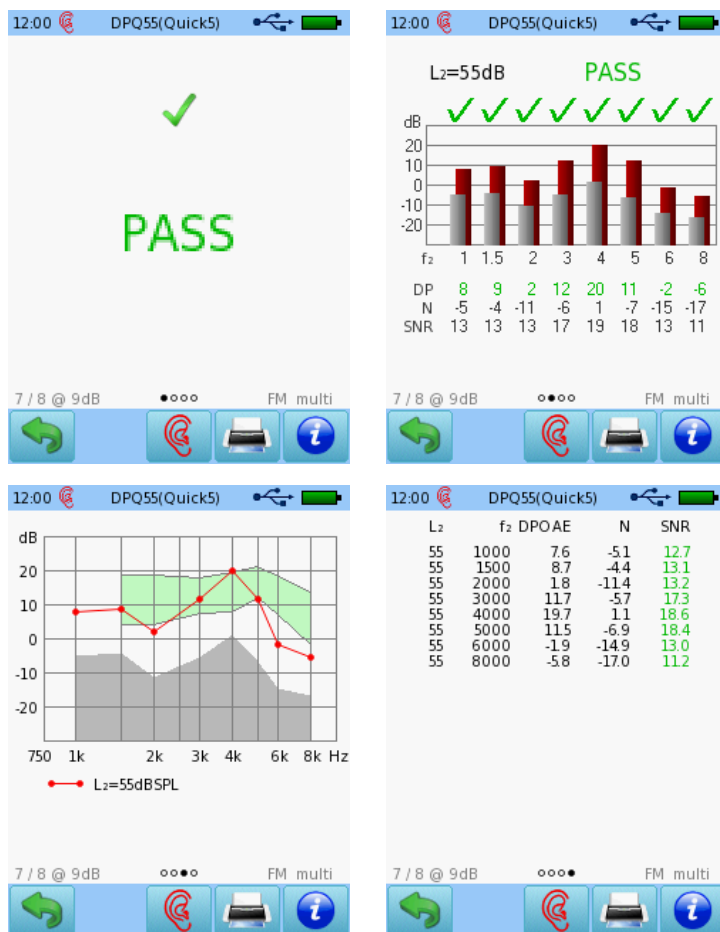
Rys 39: Pomiar DPOAE Threshold (lewy - jednuszny; środkowy - dwuszuszny; prawy – audiogram)

Następujące elementy ekranu są wyświetlane dla odpowiednich modułów:

DPOAE Szybki (zobacz Rys 40):

- Ogólny wynik (w zależności od wybranego kryterium ogólnego wyniku)
- DPOAE i słupki poziomu hałasu dla każdego testowanego f_2 dla danego L_2
- DP-gram: wykreśla DPOAE i poziomy hałasu dla wszystkich f_2 na danym L_2
- Tabela danych wyników (w tym L_2 , f_2 , poziom DPOAE L_{dp} , poziom hałasu L_{nf} i SNR)

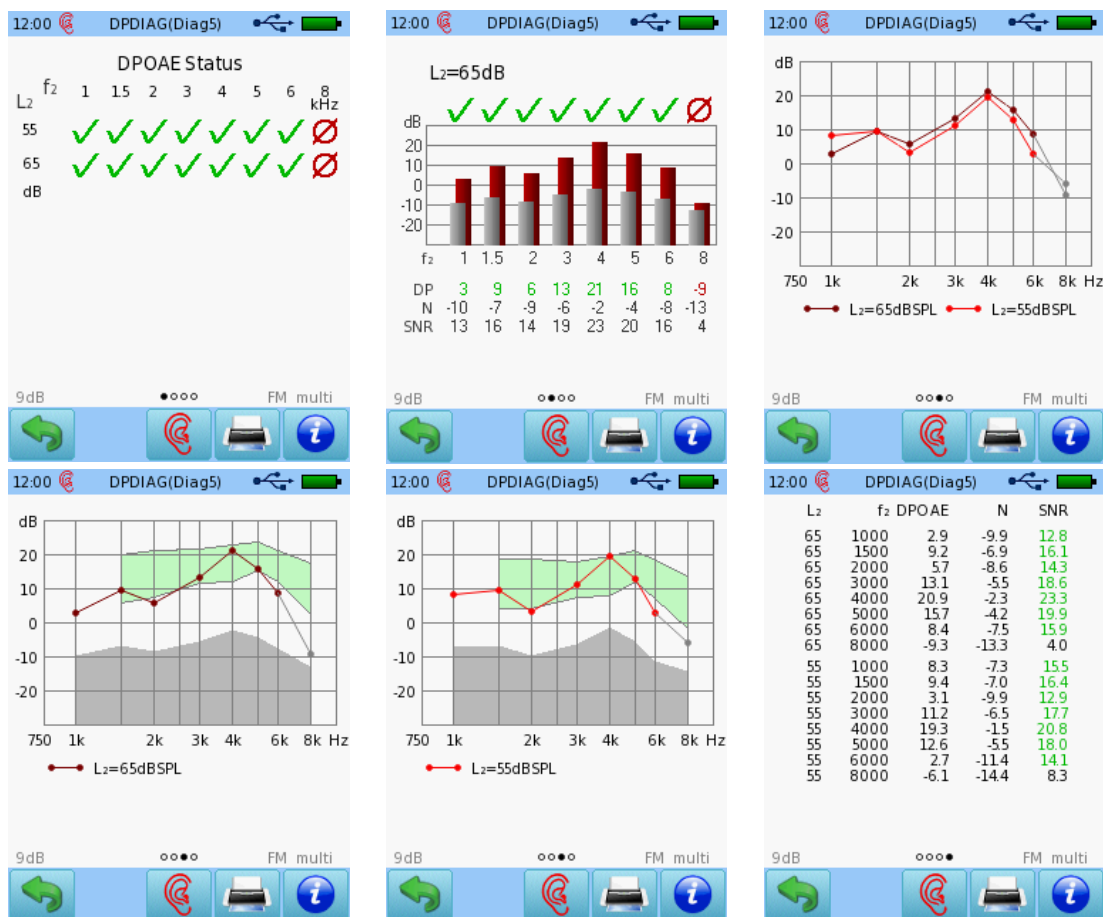
Poszczególne widoki wyników można przełączać, przesuwając palcem w poprzek ekranu. Odpowiednie parametry testu (kryterium SNR, FMDPOAE, wielokanałowy) są wyświetlane w kolorze szarym u dołu ekranu wyników wraz z aktualnie wybranym indeksem widoku wyników (wypełnione kółko ●○○○ = pierwsza strona z czterech stron). Preferowany początkowy ekran wyników można wybrać w sekcji DPOAE Preferencje w ustawieniach urządzenia.



Rys 40: DPOAE Szybki (u góry po lewej - wynik ogólny; u góry po prawe - paski DPOAE i poziom hałasu dla każdego testowanego f_2 ; u dołu po lewej – DP-gram; u dołu po prawej - tabela danych)

DPOAE Diagnostyczny (zobacz Rys 41):

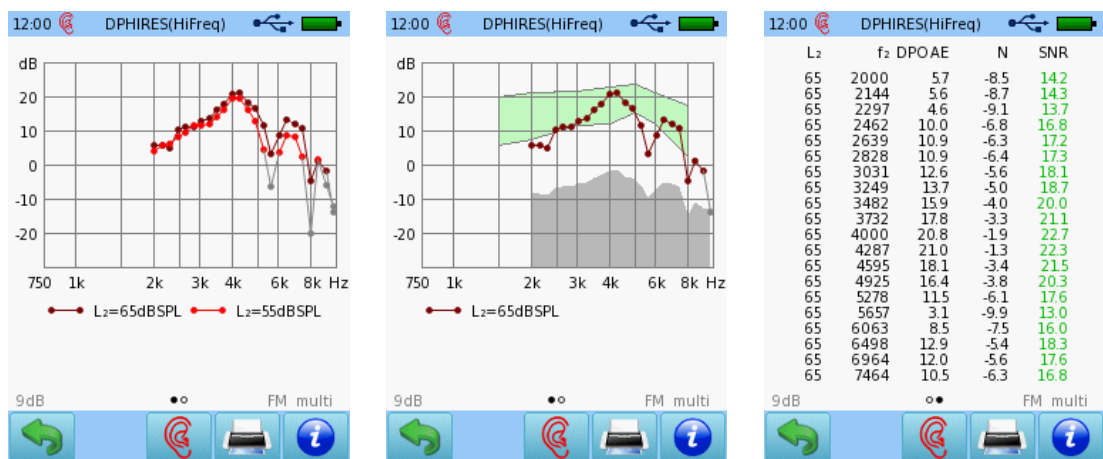
- Macierz prawidłowo zarejestrowanych DPOAE: wskazuje dla każdego f_2 / L_2 , czy DPOAE jest zarejestrowany prawidłowo (zielony znaczek wyboru), nieprawidłowo (czerwony $\emptyset$) lub pominięty (szary $\emptyset$)
- DP-gram słupkowy: wykreśla poziomy DPOAE i hałasu jako pionowe słupki i pokazuje ich wartości liczbowe wraz z wynikowym SNR dla każdego f_2 na wybranym L_2 . DP-gram słupkowy można uruchomić przez wszystkie L_2 , naciskając ekran wyników.
- DP-gram: wykreśla poziomy DPOAE dla wszystkich f_2 na wszystkich L_2 (inny kolor dla każdego L_2). DP-gram można wyświetlić dla wszystkich L_2 , naciskając ekran wyników. Dla pojedynczego natężenia L_2 wykres DPOAE i poziomy hałasu zawiera pomiary dla wszystkich f_2 na wybranym L_2 .
- Tabela danych wyników (w tym L_2 , f_2 , poziom DPOAE L_{dp} , poziom hałasu L_{nf} i SNR)



Rys 41: Wynik diagnostyczny DPOAE (górny lewy - matryca prawidłowych DPOAE; górny środkowy - DPOAE i słupki poziomu hałasu dla każdego testowanego f_2 ; górny prawy, dolny lewy, dolny środkowy - DP-gram; dolny prawy - tabela danych)

DPOAE High Resolution (zobacz Rys 42):

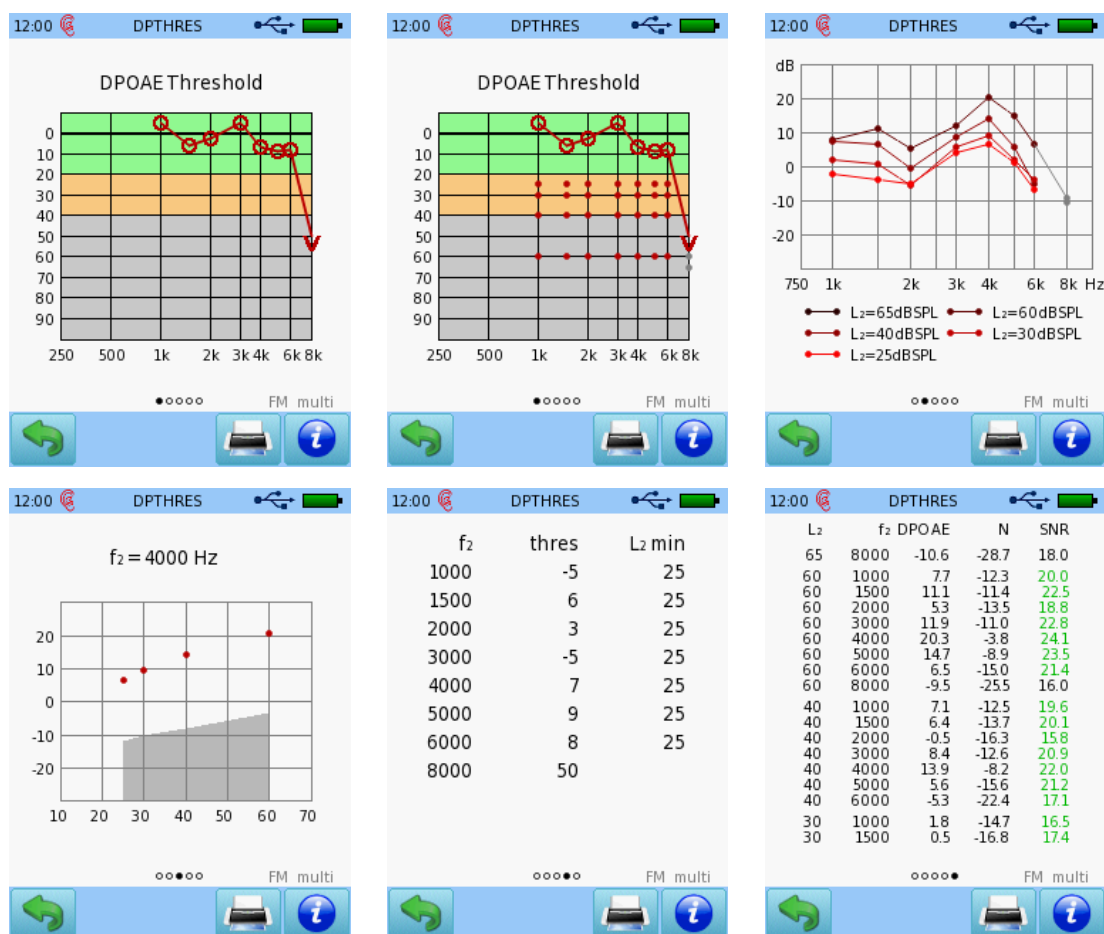
- DP-gram: wykreśla poziomy DPOAE dla wszystkich f_2 na wszystkich L_2 (inny kolor dla każdego L_2). DP-gram można wyświetlić dla wszystkich L_2 , naciskając ekran wyników. Dla pojedynczego L_2 wyniki prezentują DPOAE i poziomy hałas dla wszystkich f_2 na wybranym L_2 .
- Tabela danych wyników (w tym L_2 , f_2 , poziom DPOAE L_{dp} , poziom hałasu L_{nf} i SNR)



Rys 42: Wynik DPOAE High Resolution (lewy, środkowy -DP-gram; prawy - tabela danych)

DPOAE Threshold (zobacz Rys 43):

- Audiogram DPOAE, tj. szacowane progi DPOAE L_{dpth} wykreślone w funkcji f_2 . Rodzaj oszacowania progu DPOAE jest wskazywany za pomocą różnych symboli. Szacowane progi są ograniczone do 50 dB HL. Jeśli dostępny jest jeden lub dwa prawidłowe punkty, progi są ekstrapolowane. Jeśli dostępne są więcej niż dwa prawidłowe punkty, progi są szacowane za pomocą analizy regresji liniowej (patrz Rys 36). Po naciśnięciu ekranu z wynikami również prawidłowe kombinacje DPOAE f_2 / L_2 są wyświetlane na wykresie audiogramu. Reprezentowane przez czerwone (prawe ucho) lub niebieskie (lewe ucho) kropki.
- DP-gram: wykreśla poziomy DPOAE dla wszystkich f_2 na wszystkich L_2 (inny kolor dla każdego L_2). DP-gram można wyświetlić dla wszystkich L_2 , naciskając ekran wyników. Dla pojedynczego L_2 wyniki prezentują DPOAE i poziomy hałas dla wszystkich f_2 na wybranym L_2 .
- Tabela progowa DPOAE (w tym próg DPOAE L_{dpth} i minimalny L_2)
- Tabela danych wyników (w tym L_2 , f_2 , poziom DPOAE L_{dp} , poziom szumu L_{nf} i SNR)



Rys 43: Wynik DPOAE Threshold (górny lewy / środkowy - progi DPOAE; górny prawy – DP-gram; dolny lewy - funkcja I / O DPOAE; dolny środkowy - tabela progowa; dolny prawy - tabela danych)

Należy pamiętać, że opcje FMDPOAE i Multichannel DPOAE nie mają wpływu na układ ekranu wyników.

LITERATURA

- Beck DL, Speidel S, Arrue Ramos J, Schmuck C (2016): Otoacoustic Emissions and Pressurized OAEs, *Hearing Review* 23(7), p. 30-33
- Boege P, Janssen T (2002): Pure-tone threshold estimation from extrapolated distortion product otoacoustic emission I/O-functions in normal and cochlear hearing loss ears, *Journal of the Acoustical Society of America* 111, p. 1810-1818.
- Brown AM, Harris FP, Beveridge HA (1996): Two sources of acoustic distortion products from the human cochlea, *Journal of the Acoustical Society of America* 100, p. 3260-3267.
- Brownell WE, Bader CR, Bertrand D, de Ribaupierre Y (1985): Evoked mechanical responses of isolated cochlear outer hair cells, *Science* 227, p. 194-196.
- Dalhoff E, Turcanu D, Vetesnik A, Gummer AW (2013): Two-source interference as the major reason for auditory-threshold estimation error based on DPOAE input-output functions in normal-hearing subjects, *Hearing Research* 296, p. 67-82.
- Davis H (1983): An active process in cochlear mechanics, *Hearing Research* 9, p. 79-90.
- Dorn PA, Konrad-Martin D, Neely ST, Keefe DH, Cyr E, Gorga MP (2001): Distortion product otoacoustic emission input/output functions in normal-hearing and hearing-impaired human ears, *Journal of the Acoustical Society of America* 110, p. 3119-3131.
- Gorga MP, Stover L, Neely ST, Montoya D (1996): The use of cumulative distributions to determine critical values and levels of confidence for clinical distortion product otoacoustic emission measurements, *Journal of the Acoustical Society of America* 100, p. 968-977.
- Gorga MP, Nelson K, Davis T, Dorn PA, Neely ST (2000): Distortion product otoacoustic emission test performance when both 2f₁-f₂ and 2f₂-f₁ are used to predict auditory status, *Journal of the Acoustical Society of America* 107, p. 2128-2135.
- Gorga MP, Neely ST, Dorn PA, Hoover BM (2003): Further efforts to predict pure-tone thresholds from distortion product otoacoustic emission input/output functions, *Journal of the Acoustical Society of America* 113, p. 3275-3284.
- He NJ, Schmiedt RA (1993): Fine structure of the 2f₁-f₂ acoustic distortion product: changes with primary level. *Journal of the Acoustical Society of America* 94, p. 2659-2669.
- He NJ, Schmiedt RA (1996): Effects of aging on the fine structure of the 2f₁-f₂ acoustic distortion product. *Journal of the Acoustical Society of America* 99, p. 1002-1015.
- He N, Schmiedt RA (1997): Fine structure of the 2 f₁-f₂ acoustic distortion products: effects of primary level and frequency ratios, *Journal of the Acoustical Society of America* 101, p. 3554-3565.
- Heitmann J, Waldmann B, Schnitzler HU, Plinkert PK, Zenner HP (1998): Suppression of distortion product otoacoustic emissions (DPOAE) near 2f₁-f₂ removes DP-gram fine structure – Evidence for a secondary generator, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 1527-1531.
- Janssen T, Müller J (2008): Otoacoustic emissions as a diagnostic tool in a clinical context. In: Manley GA, Fay RR, Popper AN. *Springer Handbook of Auditory Research* (Vol 30). Heidelberg, Germany
- Janssen T, Kummer P, Arnold W (1998): Growth behavior of the 2 f₁-f₂ distortion product otoacoustic emission in tinnitus, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 3418-3430.
- Janssen T, Boege P, Mikusch-Buchberg J, Raczek J (2005a): Investigation of potential effects of cellular phones on human auditory function by means of distortion product otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 117, p. 1241-1247.
- Janssen T, Gehr DD, Klein A, Müller J (2005b): Distortion product otoacoustic emissions for hearing threshold estimation and differentiation between middle-ear and cochlear disorders in neonates, *Journal of the Acoustical Society of America* 117, p. 2969-2979.

- Janssen T, Niedermeyer HP, Arnold W (2006) Diagnostics of the cochlear amplifier by means of distortion product otoacoustic emissions. *ORL: Journal for Otorhinolaryngology and its Related Specialties* 68, p. 334-339.
- Johnsen NJ, Elberling C (1982a): Evoked acoustic emissions from the human ear. I. Equipment and response parameters, *Scandinavian Audiology* 11, p. 3-12.
- Johnsen NJ, Elberling C (1982b): Evoked acoustic emissions from the human ear. II. Normative data in young adults and influence of posture 11, p. 69-77.
- Keefe DH, Bulen JC, Arehart, KH, Burns EM (1993): Ear-canal impedance and reflection coefficient in human infants and adults, *Journal of the Acoustical Society of America* 94, p. 2617-2638.
- Kemp DT, Bray P, Alexander L, Brown AM (1986): Acoustic emission cochleography – practical aspects, *Scandinavian Audiology Supplementum* 25, p. 71-95.
- Kummer P, Janssen T, Arnold W (1998): The level and growth behavior of the 2 f₁-f₂ distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 3431-3444.
- Kummer P, Janssen T, Hulin P, Arnold W (2000): Optimal L(1)-L(2) primary tone level separation remains independent of test frequency in humans, *Hearing Research* 146, p. 47-56.
- Lodwig A (2012): Frequenzmodulierte DPOAE (in German: Frequency modulated DPOAE), AGERA annual meeting.
- Lodwig A (2013a): Frequency modulated DPOAE, IERASG annual meeting.
- Lodwig A (2013b): Mehrkanal-FMDPOAE (in German: Multichannel FMDPOAE), AGERA annual meeting.
- Lodwig A (2014a): Finding hearing threshold with Multichannel FMDPOAE, *AudiologyNow* annual meeting
- Lodwig A (2014b): Method and Apparatus for measuring Distortion Product Otoacoustic Emissions (DPOAE) by means of frequency modulated stimuli, US patent 13/657,158
- Lodwig A (2015): Multi-Stimulus suppression in DPOAE vs. ASSR, IERASG annual meeting
- Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1990): The Clinical Utility of Distortion-Product Otoacoustic Emissions, *Ear and Hearing* 11(2), p. 144-154
- Mauermann M, Kollmeier B (2004): Distortion product otoacoustic emission (DPOAE) input/output functions and the influence of the second DPOAE source, *Journal of the Acoustical Society of America* 116, p. 2199-2212.
- Mauermann M, Uppenkamp S, van Hengel PWJ, Kollmeier B (1999a): Evidence for the distortion product frequency place as a source of DPOAE fine structure in humans I. Fine structure and higher order DPOAE as a function of the frequency ratio f₂/f₁, *Journal of the Acoustical Society of America* 106, p. 3473-3483.
- Mauermann M, Uppenkamp S, van Hengel PWJ, Kollmeier B (1999b): Evidence for the distortion product frequency place as a source of distortion product otoacoustic emissions (DPOAE= fine structure in humans. II. Fine structure for different shapes of cochlear hearing loss, *Journal of the Acoustical Society of America* 106, p. 3484-3491.
- Müller J, Janssen T (2004): Similarity in loudness and distortion product otoacoustic emission input/output functions: implications for an objective hearing aid adjustment, *Journal of the Acoustical Society of America* 115, p. 3081-3091.
- Müller J, Janssen T, Heppelmann G, Wagner W (2005): Evidence for a bipolar change in distortion product otoacoustic emissions during contralateral acoustic stimulation in humans, *Journal of the Acoustical Society of America* 118, p. 3747-3756.
- Neely ST, Gorga MP, Dorn PA (2003): Cochlear compression estimates from measurements of distortion-product otoacoustic emissions. *Journal of the Acoustical Society of America* 114, p. 1499-1507.

- Ruggero MA, Rich NC, Recio A, Narayan SS, Robles L (1997): Basilar-membrane responses to tones at the base of the chinchilla cochlea, *Journal of the Acoustical Society of America* 101, p. 2151-2163.
- Shera CA, Guinan JJ Jr. (1999): Evoked otoacoustic emissions arise by two fundamentally different mechanisms: a taxonomy for mammalian OAE, *Journal of the Acoustical Society of America* 105, p. 782-798.
- Smurzynski J, Janssen T (2015): Protocols of DPOAE Measurements Aimed at Reducing Test Time, *American Auditory Society Scientific and Technology Meeting 2015-05*, Poster #113 DX05
- Smurzynski J (2016): Frequency modulated distortion-product otoacoustic emission (FMDPOAE) tests aimed for improving diagnostic performance, *World Congress of Audiology annual meeting*
- Talmadge CL, Long GR, Tubis A, Dhar S (1999): Experimental confirmation of the two-source interference model for the fine structure of distortion product otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 105, p. 275-292.
- Whitehead ML, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1992): Evidence for two discrete sources of 2f1-f2 distortion-product otoacoustic emission in rabbit: I. Differential dependence on stimulus parameters, *Journal of the Acoustical Society of America* 91, p. 1587-1607.
- Whitehead ML, McCoy MJ, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1995a): Dependence of distortion-product otoacoustic emissions on primary levels in normal and impaired ears. I. Effects of decreasing L2 below L1. *Journal of the Acoustical Society of America* 97, p. 2346-2358.
- Whitehead ML, Stagner BB, McCoy MJ, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1995b): Dependence of distortion-product otoacoustic emissions on primary levels in normal and impaired ears. II. Asymmetry in L1,L2 space, *Journal of the Acoustical Society of America* 97, p. 2359-2377.
- Williams DM, Brown AM (1995) Contralateral and ipsilateral suppression of the 2f1-f2 distortion product in human subjects. *Journal of the Acoustical Society of America* 97, p. 1130-1140
- Zebian M, Schirkyonyer V, Hensel J, Vollbort S, Fedtke T, Janssen T (2013): Distortion product otoacoustic emissions upon ear canal pressurization, *Journal of the Acoustical Society of America* 133(4), p. 331-337
- Zurek PM, Rabinowitz WM (1993): Method for testing adequacy of human hearing, U.S. patent #5,267,571.

3.2.5 Słuchowe potencjały wywołane – zarys ogólny

Słuchowe potencjały wywołane (AEP) są narzędziem do diagnozowania procesów słuchowych wzdłuż drogi słuchowej, wstępująco od ucha zewnętrznego do kory słuchowej, w tym diagnozowania zaburzeń neuronalnych. AEP są wytwarzane w ślimaku, następnie przechodzą przez nerw ślimakowy, jądro ślimakowe, zespół jąder oliwkowych, wstęgę boczną, aż do wzgórka dolnego w śródmózgowiu i kory słuchowej. AEP są bardzo małymi potencjałami napięcia elektrycznego, związanymi ze zdarzeniem akustycznym (ERP). Są wyzwalane przez bodziec akustyczny i rejestrowane jako potencjały pola dalekiego za pomocą elektrod umieszczonych na skórze głowy lub jako potencjały pola bliskiego, np. z elektrodą umieszczoną blisko błony bębenkowej. Potencjały dalekiego pola są rejestrowane z pewną odległością od ich źródła, podczas gdy potencjały bliskiego pola są rejestrowane blisko ich źródła. Kanał rejestrujący wymaga jednej elektrody jako uziemienia i dwóch elektrod do pomiaru pożądanego potencjału.

Rejestrowanie AEP jest pochodną elektroencefalografii (EEG). Rejestracje EEG obejmują różne wzory fal: delta (4 Hz, obserwowane u niemowląt i dorosłych podczas snu wolno falowego), theta (4-7 Hz, obserwowane u małych dzieci i dorosłych, np. podczas relaksu i budzenia), alfa (7-14 Hz, widoczne podczas relaksacji i podczas zamykania oczu), beta (15-30 Hz, widoczne podczas aktywnych ruchów i koncentracji) i gamma (30-100 Hz, widoczne podczas ruchów i procesów poznawczych).

Rejestracje AEP różnią się od standardowych zapisów EEG tym, że sygnał odpowiedzi jest uśredniany i korelowany czasowo ze stymulującym bodźcem akustycznym. Akustyczne pobudzenie neuronów skutkuje bardzo niskim potencjałem elektrycznym. Małe amplitudy wymagają wzmocnienia sygnału i anulowania niepożądanych sygnałów zewnętrznych (np. poprzez wzmocnienie różnicowe, tj. odrzucanie w trybie wspólnym (CMR); filtrowanie). W celu dalszego zminimalizowania wpływu niepożądanych sygnałów zewnętrznych stosowane są algorytmy odrzucania artefaktów. Odrzucanie artefaktów można przeprowadzić przez wyeliminowanie buforów o wysokim poziomie hałasu lub przez ważenie każdego bufora w zależności od jego zawartości hałasu. Ponadto, przy wystarczającej liczbie powtórzeń bodźca akustycznego, uśrednianie sygnału możliwe jest wyłonienie AEP z nakładającego się szumu tła, rozumianego jako spontaniczne odpalanie neuronów i inne zakłócenia stanowiące artefakty biologiczne (np. z powodu mrugania oczami, ruchów mięśni szkieletowych, połykania, aktywność mięśnia sercowego czy mózgu; patrz także wzory fal EEG) oraz artefakty środowiskowe (np. z powodu promieniowania elektromagnetycznego 50/60 Hz w zależności od częstotliwości lokalnego systemu zasilania). Pomysł uśredniania polega na tym, że sygnał jest stały, a zatem taki sam w każdym buforze, podczas gdy szum jest losowy, a zatem zmienia się w każdym buforze. Dodanie wszystkich buforów zwiększa sygnał i redukuje szum. Teoretycznie poprawa SNR jest proporcjonalna do pierwiastka kwadratowego z liczby uśrednionych próbek, ograniczona właściwościami technicznymi (np. szumem kwantyzacji). Oprócz warunków otoczenia wykrywanie odpowiedzi zależy od umiejscowienia elektrody, rodzaju elektrody (elektrody powierzchniowej, elektrody igłowej), ekranowania kabla elektrody oraz aspektów technicznych, takich jak stopień wzmocnienia i właściwości filtra.

AEP można różnicować w zależności od opóźnienia odpowiedzi, tj. odstępu czasu między początkiem bodźca a odpowiedzią (patrz Rys 44). Wraz ze wzrostem latencji odpowiedzi generowane odpowiedzi neuronalne pochodzą z wyższych pięter drogi słuchowej.

Odpowiedzi wczesnolatencyjne (ABR, BERA; audiometria odpowiedzi wywołanych z pnia mózgu) obejmują potencjały, które można zarejestrować w przedziale czasowym od około 0 do 10 ms po wystąpieniu bodźca. Fizjologiczne źródło tych potencjałów znajduje się między ślimakiem, nerwem słuchowym i różnymi obszarami pnia mózgu (zespół jąder oliwkowych, wstęga boczna, wzgórek dolny). Typowe zastosowania kliniczne obejmują: (noworodkowe) badania słuchu, topodiagnostykę audiologiczną (wraz z tympanometrią i emisją otoakustyczną), monitorowanie neurologiczne i ustalanie progów słyszenia, szczególnie u małych dzieci i innych Pacjentów niewspółpracujących. Do zastosowań klinicznych powszechnie stosuje się następujące metody badań:

Odpowiedzi wywołane z pnia mózgu (ABR) są rejestrowane za pomocą elektrod powierzchniowych na skórze głowy. Zazwyczaj stosuje się sygnały typu Click, Chirp lub impulsy tonalne. Opóźnienie odpowiedzi zależy od rodzaju i poziomu bodźca, warunków technicznych (np. typu przetwornika) oraz wieku i stanu słuchu Pacjenta. Zarejestrowane potencjały zawierają od pięciu do siedmiu fal z grubsza związanych z określonymi miejscami na drodze słuchowej. Sen, sedacja lub znieczulenie nie mają wpływu na ABR, ale usprawnia jego rejestrację. Więcej informacji na temat ABR znajduje się w rozdziale [3.2.6: Słuchowe potencjały wywołane z pnia mózgu \(ABR\)](#).

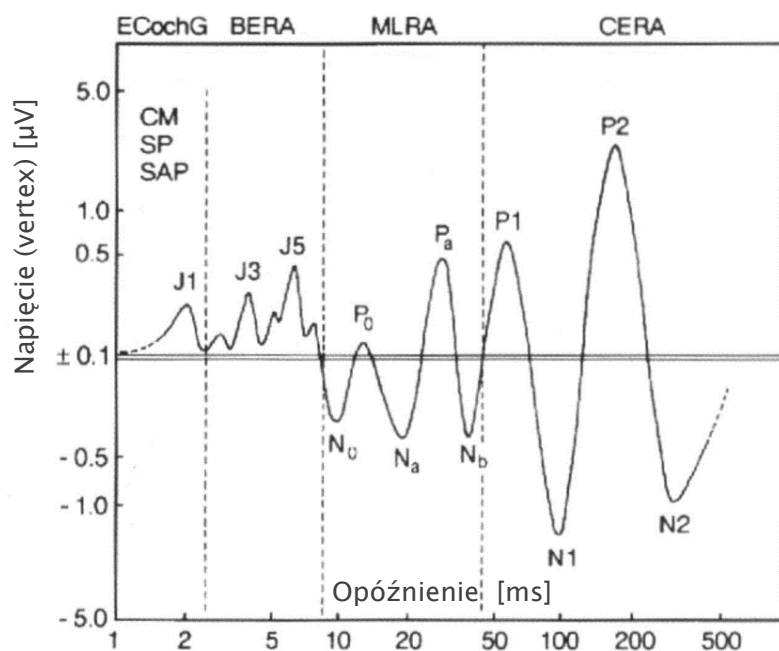
Słuchowe potencjały stanu ustalonego (ASSR) są rejestrowane za pomocą elektrod powierzchniowych na skórze głowy. Jako bodziec zwykle stosuje się sygnał modulowany amplitudowo (impuls tonalny, chirp). Częstotliwość powtarzania bodźca (np. 40 Hz, 80 Hz) dobiera się w taki sposób, aby przejściowe odpowiedzi nakładały się na poziomie pnia mózgu, zapewniając w ten sposób odpowiedź w stanie ustalonym. Odpowiedź jest wykrywana na podstawie analizy statystycznej, więc nie jest wymagana analiza wizualna zapisu. W zależności od częstotliwości powtarzania, zapis ASSR może być zaburzony przez sen (40 Hz) lub nie (80 Hz). Aby uzyskać więcej informacji na temat ASSR, zobacz rozdział [3.2.7: Słuchowe potencjały stanu ustalonego \(ASSR\)](#).

Elektrokochleografia (ECochG) to procedura, w której aktywność nerwową rejestruje się poprzez umieszczenie elektrody bliskiego pola w przewodzie słuchowym w pobliżu błony bębenkowej (zapis ekstratympanalny) lub za pomocą elektrody igłowej, która perforuje błonę bębenkową i jest umieszczana na promontorium (zapis transtympanalny). Opóźnienie odpowiedzi wynosi około 1 do 3 ms. Więcej informacji na temat ECochG (moduł w przygotowaniu) znajduje się w rozdziale [3.2.8: Elektrokochleografia \(ECochG\)](#).

Odpowiedzi średniolatencyjne (MLR) to potencjały, które można zarejestrować ze skóry głowy w przedziale czasowym około 10 do 50 ms po wystąpieniu bodźca. Fizjologiczne źródło tych potencjałów znajduje się we wzgórzu i pierwotnej korze słuchowej. Sygnał składa się z wielu maksimów o polaryzacji dodatniej (P) i ujemnej (N) zwanych P0, Na, Pa, Nb i P1. Odpowiedzi późnolatencyjne (= audiometria wywołana korowo, CERA) to potencjały, które można zarejestrować w przedziale czasowym przekraczającym 50 ms po wystąpieniu bodźca. Fizjologicznym źródłem tych potencjałów jest kora słuchowa. Sygnał jest zwykle znacznie większy niż w przypadku odpowiedzi wczesnolatencyjnych i średniolatencyjnych i obejmuje fale P1, N1, P2 i N2. Reakcje ze średnim i późnym czasem latencji są bardzo podatne na czujność i uwagę Pacjenta.

Inne metody AEP obejmują Mismatch Negativity (MMN), która jest procedurą wykrywającą potencjały wywołane przez regularne zmiany bodźców akustycznych (np. różniące się poziomem lub częstotliwością) wywołane przez sekwencję identycznych dźwięków, która czasami jest przerywana przez inny dźwięk. Procedury MMN mogą być zależne lub niezależne od przetwarzania poznawczego, tj. Pacjent musi zwracać uwagę na różnicę bodźców (np. P300) lub ją ignorować.

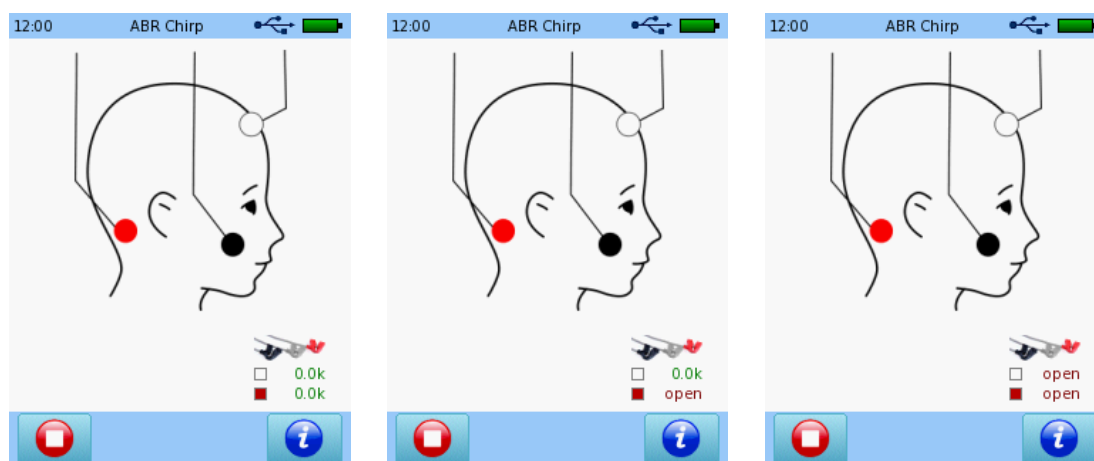
W przypadku bardziej złożonych różnic bodźców, takich jak np. semantyczne niezgodności w próbkach mowy, wymagane są umiejętności przetwarzania języka przez Pacjenta (np. N400).



Rys 44: Przegląd fal AEP o krótkim, średnim i dużym czasie latencji

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Zasadniczo zaleca się regularne sprawdzanie działania przewodów elektrod. Można je przetestować, mocując wszystkie zaciski elektrod do urządzenia testowego lub dowolnej dostępnej przewodzącej metalowej śruby. Podczas rozpoczynania testu AEP (np. ABR lub ASSR) impedancja powinna wynosić 0 kΩ zarówno dla czerwonej, jak i białej elektrody.



Rys 45: Kontrola przewodów elektrod AEP z urządzeniem do testowania elektrod (po lewej: wszystkie zaciski połączone; w środku: usunięto czerwony zacisk; po prawej: usunięto czarny zacisk lub usunięto czerwony i biały zacisk)

Po odłączeniu czerwonego lub białego zacisku elektrody od urządzenia testującego, odpowiednio impedancja czerwonej lub białej elektrody zmienia się na „otwartą”, tj. nie ma przewodzącego połączenia między czerwoną lub białą elektrodą, odpowiednio, względem czarnej elektrody. Podczas

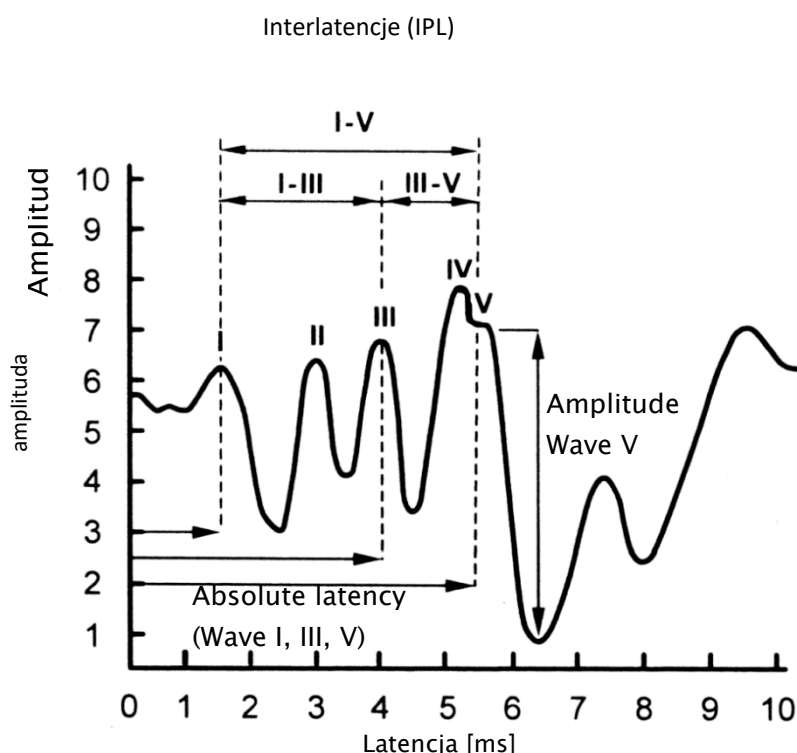
odłączania czarnego klipsa elektrody obie impedancje są „otwarte”. W przypadku jakichkolwiek odchyień od tego zachowania lub podejrzenia jakiegokolwiek dysfunkcji, spróbuj ponownie z innym przewodem elektrody i / lub skontaktuj się z lokalnym dystrybutorem.

LITERATURA

- American Speech-Language-Hearing Association (1987): Short latency auditory evoked potentials, online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.
- Kraus N, Nicol T (2009): Auditory evoked potentials, In: Encyclopedia of Neuroscience (editors: Binder MD, Hirokawa N, Windhorst U), Springer, p. 214-218.

3.2.6 Słuchowe potencjały wywołane z pnia mózgu (ABR)

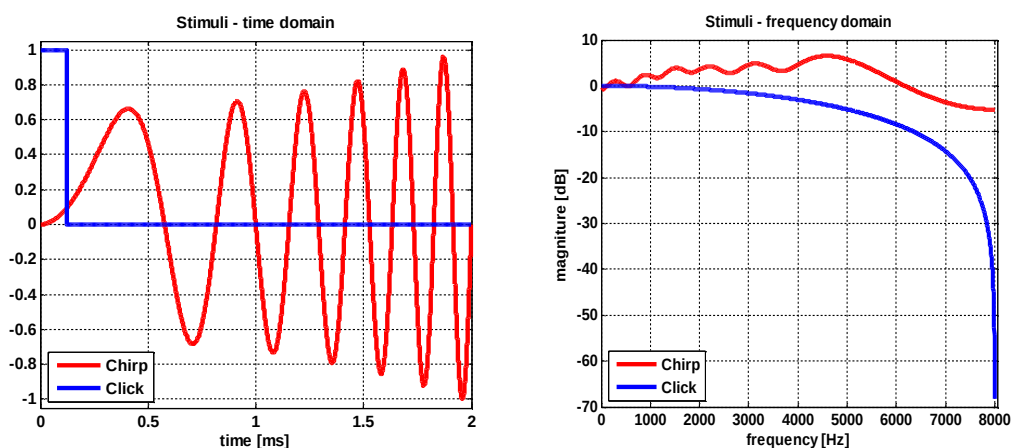
Słuchowe potencjały wywołane z pnia mózgu (ABR) rejestrowane są za pomocą elektrod umieszczonych na skórze głowy i reprezentują potencjały dalekiego pola wytwarzane jądrach włókien nerwowych wstępującej drogi słuchowej, pomiędzy ślimakiem a pniem mózgu. Zapis ABR składa się z maksymalnie siedmiu wyraźnych szczytów fal, które zwykle pojawiają się w ciągu pierwszych 10 ms (Jewett i Williston, 1971). Zwykle ABR są wywoływane przez przejściowe bodźce (klik, chirp, impuls tonalny). ABR reprezentują sumę zsynchronizowanej aktywności neuronowej wstępującej drogi słuchowej. Fale są powszechnie określane jako (Jewett) fala I do VII. W diagnostyce klinicznej analizowane są głównie fale I, III i V. Fala I i II pochodzą z nerwu słuchowego, fala III z jądra ślimakowego, fala IV i V z zespołu oliwki górnej, wstęgi bocznej i wzgórka dolnego blaszki czworacznej (dolnego pnia mózgu), a fala VI i VII z obszarów podkorowych. Z uwagi na fakt, że prędkość fali biegnącej w ślimaku jest najwyższa w obszarze podstawnym, potencjały ABR wywołane bodźcem typu klik odzwierciedlają głównie aktywność podstawnych (reprezentujących percepcję wysokich częstotliwości) obszarów ślimaka. Dotyczy to również impulsów tonalnych i chirpów o niskich częstotliwości, gdy stosowane są wysokie poziomy bodźców. Typowe właściwości zapisu ABR to amplituda i opóźnienie fali. Amplitudy fal reprezentują różnicę amplitudy między dodatnim pikiem a następnym ujemnym pikiem zwykle wynoszącym mniej niż 2 μV (Picton i in., 1981). Bezwzględne opóźnienia fali reprezentują czas od początku pojawienia się bodźca do wystąpienia szczytu fali. Opóźnienia między szczytami (IPL) opisują czas między pikami fali. Fala V ma najwyższą, fala I najniższą amplitudę. Amplitudy maleją wraz ze spadkiem poziomu bodźca. Opóźnienia fal są krótsze przy wyższych poziomach bodźców ze względu na rosnące rozprzestrzenianie się pobudzenia w kierunku podstawy ślimaka (Folsom, 1984). ABR są całkowicie niezależne od poziomu uwagi Pacjenta (tj. snu, koncentracji) (Picton i Hillyard, 1974) i dlatego mogą być wykonywane podczas sedacji lub znieczulenia.



Rys 46: Przegląd fal ABR

Zwykle ABR są wywołane przez stymulację narządu słuchu poprzez przewodnictwo powietrzne (AC) za pomocą słuchawek nausznych, dousznych lub głośników. Jednak ABR można również wywołać, stymulując ślimak bezpośrednio, omijając ucho środkowe poprzez przewodnictwo kostne (BC). W tym przypadku przewodnik kostny umieszcza się na wyrostku sutkowatym (lub czole) w celu stymulacji komórek czuciowych w ślimaku. Pozwala to wiarygodniej wykryć ubytek słuchu spowodowaną patologiami ucha środkowego (wysięk, dysfunkcja trąbki słuchowej, otoskleroza). Jest to szczególnie istotne u dzieci z wątpliwymi wynikami behawioralnych badań audiometrycznych (Mauldin i Jerger, 1979). Przewodzeniowy i odbiorczy ubytek słuchu wykazują różne wzory amplitudy i opóźnienia. Zwłaszcza opóźnienie i próg fali V są stosowane do diagnostyki audiologicznej u dzieci lub osób niepełnosprawnych, które nie są w stanie rzetelnie zgłosić swojej niepełnosprawności słuchowej. IPL między falą I i V reprezentuje czas transmisji neuronów między ślimakiem a pniem mózgu, jest zatem stosowany do oceny patologii senso-neuronalnych.

ABR można wywołać kilkoma bodźcami, np. Click, Chirp lub impulsy tonalne. Bodźce szerokopasmowe, takie jak Click i Chirp, powodują zsynchronizowane wyładowania nerwowe i silne potencjały. Służą do stymulacji jak największej liczby komórek sensorycznych wzdłuż ślimaka, aby uzyskać najwyższą aktywność neuronową na włóknach nerwowych. Jednak czasową swoistość bodźca osiąga się kosztem specyficzności częstotliwościowej. W przeciwieństwie do tego, wąskopasmowe bodźce, jak np. specyficzny częstotliwościowo chirp lub impuls tonalny, zawierają komponenty o ograniczonej częstotliwości. Komórki czuciowe w ślimaku są stymulowane w miejscu odpowiadającym składnikom częstotliwości bodźca. Ze względu na czas przemieszczania się fali biegnącej wzdłuż błony podstawnej opóźnienie reakcji jest różne, tj. wzrasta wraz ze zmniejszającą się częstotliwością. Zazwyczaj wraz ze spadkiem częstotliwości maleje również amplituda, a kształt fali jest mniej ostro określony. Wraz ze wzrostem poziomu bodźca swoistość częstotliwości maleje z powodu rosnącego rozprzestrzeniania się pobudzenia.



Rys 47: Bodźce ABR: Click i Chirp (po lewej - dziedzina czasu; po prawej - domena częstotliwości)

Click (patrz Rys 47 - niebieskie krzywe) to dźwięk uzyskany przez zastosowanie impulsu prądu stałego. Jego nagły początek i krótki czas trwania prowadzą do wysokiej synchronizacji aktywności neuronalnej. Jednak słuchawki zmieniają spektrum impulsu prądu stałego. Sam układ słuchowy również filtruje bodziec. Zatem potencjały wywołane sygnałem typu Click mają pewne ograniczenia natury częstotliwościowej (Durrant, 1983). **Chirp** (patrz Rys 47 - czerwone krzywe) to modulowany częstotliwościowo sinusoidalny sygnał o niskich częstotliwościach na początku i wysokich częstotliwościach na końcu bodźca lub odwrotnie. Ze względu na modulację częstotliwości, czas

przemieszczania fali biegnącej w ślimaku, specyficzny dla miejsca pobudzenia na błonie podstawnej, może być kompensowany, powodując wzrost synchronizacji potencjałów czynnościowych, a tym samym uzyskanie wyższych amplitud ABR (Dau i in., 2000, Elberling i in., 2007). Zaletą bodźca chirp nad powszechnie stosowanym bodźcem click jest fakt, że daje on większą synchronizację potencjałów czynnościowych na włóknach nerwowych, co jest szczególnie ważne przy poziomach bodźca bliskich progowi. Chirpy mogą zawierać składowe częstotliwościowe pokrywające główny zakres błony podstawnej (chirp szerokopasmowy) lub tylko dość ograniczony zakres (chirp wąskopasmowy). Może to obejmować niski chirp (np. 100 do 850 Hz), średni chirp (np. 850 Hz do 3 kHz) i wysoki chirp (3 do 10 kHz). **Impuls tonalny** to krótki (około 50 do 200 μ s) impuls sinusoidalny, który charakteryzuje się częstotliwością nośną, czasem trwania plateau, czasem narastania i opadania oraz funkcją bramkowania, która umożliwia powolne narastanie i zanikanie bodźca. Bramkowanie bodźca skutkuje dodatkowymi składowymi częstotliwościowymi oprócz częstotliwości nośnej.

Należy zauważyć, że ze względu na dojrzewanie drogi słuchowej, bezwzględne opóźnienia i IPL różnią się w pierwszym roku życia (Starr i in., 1977). Dojrzałość i charakterystyczne dla dorosłych opóźnienia osiąga się dla fali I po około 6 do 24 tygodniach, a dla fali V po około 18 miesiącach. IPL I-V zmniejsza się w ciągu pierwszych 18 miesięcy życia. W przypadku wcześniaków opóźnienia wszystkich składników są zazwyczaj dłuższe w porównaniu do niemowląt urodzonych o czasie. Wpływ wieku na ABR u osób starszych budzi kontrowersje. Podczas gdy niektórzy autorzy rejestrowali zmianę w IPL, inni nie obserwowali wzrostu opóźnień w czasie transmisji neuronów wraz ze starzeniem. Nie zaobserwowano również istotnej korelacji między wynikiem testów dyskryminacji mowy a IPL.

Ponieważ synchronizacja aktywności neuronalnej jest niska w bardziej szczytowych obszarach ślimaka ze względu na spadek prędkości fali biegnącej (Mrowinski, 2009), czułość ABR jest dość niska przy częstotliwościach poniżej 1000 Hz. Z kolei ABR z bodźcem szerokopasmowym (Click, Chirp szerokopasmowy) nie pozwalają na bezpośrednią, specyficzną częstotliwościowo ocenę ubytku słuchu i wykazują prawie normalne wzorce u Pacjentów z ubytkiem słuchu o niskiej do średniej częstotliwości. Próg ABR jest wykrywany przy poziomach bodźców odpowiadających ubytkowi słuchu przy średnich i wysokich częstotliwościach. Specyficzność częstotliwości poprawia się, gdy stosuje się ABR z bodźcami wąskopasmowymi (wąskopasmowy chirp, impuls tonalny). Jednak stymulacja niską częstotliwością przy wysokim poziomie bodźca stymuluje również komórki czuciowe w części podstawnej ślimaka. Ocena funkcjonalności niskiej częstotliwości jest możliwa tylko przy niskich poziomach bodźca. W celu zmniejszenia wpływu odpowiedzi z obszarów ślimakowych średniej i wysokiej częstotliwości można zastosować ipsilateralny szum maskujący. Aby uzyskać jeszcze bardziej specyficzne częstotliwościowo informacje, należy użyć DPOAE (przy ubytku słuchu < 50 dB HL) lub ASSR.

U Pacjentów z utratą słuchu może brakować fali I. U tych Pacjentów określenie IPL nie jest możliwe i dlatego nie można ocenić zaburzeń nerwowych. Prawidłowe umieszczenie elektrod ma kluczowe znaczenie dla uzyskania optymalnych wzorów ABR. Ze względu na fakt, że pola elektromagnetyczne mają wpływ na ABR, niezbędne są odpowiednie warunki pomiaru. Odpowiednie warunki pomiaru są obecne, jeśli ABR można zmierzyć do 10 dB nHL u młodego normalnie słyszącego Pacjenta.

Klinicznymi zastosowaniami ABR są topodiagnostyka audiologiczna, tj. ocena obwodowego i centralnego przewodzenia dźwięku na drodze słuchowej włącznie do dolnej części pnia mózgu, identyfikacja zaburzeń nerwowych na drodze słuchowej (nerw przedsionkowo-ślimakowy i zmiany w dolnej części pnia mózgu: np. nerwiak słuchowy, zaburzenie nerwowe), nieswoiste dla częstotliwości

określanie ubytku słuchu w obszarze o średniej częstotliwości podczas korzystania z bodźców szerokopasmowych (Gorga i in., 1985), oraz przybliżone określanie ubytku słuchu w różnych obszarach częstotliwości przy użyciu bodźców specyficznych częstotliwościowo. Pomimo niewielkiej specyficzności częstotliwościowej ABR może być narzędziem służącym do dopasowania aparatów słuchowych u dzieci.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz *ABR* z ekranu wyboru modułów. Jeśli licencjonowany jest więcej niż jeden test *AEP*, *ABR* można znaleźć w sekcji *AEP*. Wybierz ustawienie wstępne, które chcesz wykonać. W razie potrzeby zmień parametry (np. rodzaj bodźca, polaryzację bodźca, szum maskowania kontralateralnego, poziom bodźca, szybkość bodźca, liczbę uśrednień, kryterium zatrzymania, widmo rozproszone, automatyczne przetwarzanie, automatyczne zatrzymanie, grupa wiekowa dla obszarów) oraz zmień nazwę według potrzeby.

Poniżej wyjaśnione są różne opcje parametrów i możliwe zastosowania:

Rodzaj bodźca:

- Click przy niskiej częstotliwości repetycji bodźca (≤ 20 Hz) wywołuje czyste fale I, III i V i może być użyty do uzyskania informacji o amplitudzie i opóźnieniu. Bodźca „klik” wskazany jest do zastosowania w przypadku problemów neurologicznych, w których wymagana jest ocena opóźnienia między szczytami. Ze względu na niską specyficzność częstotliwości próg można ocenić tylko jakościowo. W celu przesiewowego badania słuchu pomiary ABR przeprowadza się przy użyciu stałego poziomu przesiewowego (np. 35 dB nHL).
- Chirp wywołuje wyższe amplitudy odpowiedzi niż „klik” dla fali III i V. Natomiast fala I jest zazwyczaj trudna do zidentyfikowania. Do określania progu słyszenia używaj chirpu, ponieważ analizowana jest tylko fala V.
- Chirpy wąskopasmowe (niskie, średnie i wysokie) dostarczają informacji o opóźnieniu i są bardziej specyficzne dla częstotliwości niż bodźce szerokopasmowe („klik” szerokopasmowy). W związku z tym mogą być stosowane do bardziej specyficznego częstotliwościowo określania progu słyszenia. Jednak amplituda odpowiedzi jest zwykle niższa niż w przypadku bodźców szerokopasmowych, więc odpowiedź jest trudniejsza do wykrycia w dziedzinie czasu. Należy pamiętać, że dla nisko- i średniczęstotliwościowych chirpów wskazane jest jednoczesne prezentowanie ipsilateralnego szumu maskującego, aby zmniejszyć udział odpowiedzi z bardziej podstawnych obszarów ślimaka.
- Impulsy tonalne są bardziej specyficzne częstotliwościowo niż wąskopasmowe chirpy, ale dają niższe amplitudy (szczególnie na niższych poziomach).

Polaryzacja bodźca:

- Zmienna biegunowość pomaga zmniejszyć artefakt bodźca generowany przez sam przetwornik (szczególnie zalecany do pomiarów przewodnictwa kostnego). Naprzemienna biegunowość zapewnia szerszy, zaokrąglony szczyt fali V.
- Polaryzacja dodatnia i ujemna zapewnia bardziej szczytową odpowiedź i może dawać wyższą amplitudę dla fali I. Różnica latencji między polaryzacją dodatnią (kondensacją) a polaryzacją ujemną (rozrzedzeniem) jest prawie identyczna u normalnie słyszających dorosłych. Jednak odpowiedzi na „klik” z polaryzacją dodatnią i ujemną mogą się znacznie różnić u Pacjentów ze ślimakowym ubytkiem słuchu.

Tryb częstotliwości:

- Po aktywacji test można wykonać dla stałego poziomu bodźca przy wielu częstotliwościach bodźca.

Szum maskujący:

- Maskowanie kontralateralne jest zalecane, jeśli występuje znaczna asymetria ubytku słuchu między uszami, tj. przy różnicach około 30 do 40 dB (słuchawki) lub 50 do 60 dB (słuchawki douszne). W przypadku zastosowania przewodnika kostnego konieczne jest zastosowanie szumu kontralateralnego.

Poziom bodźca:

Można wstępnie skonfigurować do ośmiu poziomów bodźca (w tym powtórzenia). Poziomy bodźców podano w dB nHL, tj. w stosunku do progu słyszenia u zdrowych osób, który jest zdefiniowany jako 0 dB nHL. Poziom bodźca można powtórzyć do trzech razy. Do pomiarów porównawczych dostępny jest bodziec „wyciszony”. Pomiarów rozpoczynają się na najwyższym poziomie natężenia bodźca. Odchylenie standardowe czasu latencji odpowiedzi jest zwykle niższe, a amplituda fali jest wyższa przy wyższych poziomach bodźca. Przy niższych poziomach bodźca fala I (przy około 60 dB nHL) i fala III (przy około 30 dB nHL) zanikają. W trybie częstotliwości można ustawić tylko jeden poziom bodźca.

Częstotliwość repetycji bodźca / częstotliwość stymulacji:

Im wyższa częstotliwość stymulacji, tym mniejsza amplituda odpowiedzi (zwłaszcza dla fal I do IV i dla wysokich poziomów) i dłuższe opóźnienie. Przesunięcie latencji poszczególnych fal spowodowane częstotliwością stymulacji jest kompensowane na urządzeniu, a zatem nie jest widoczne na wykresie wyników. Wyższe wartości poprawiają efektywność zbierania danych poprzez skrócenie czasu pomiaru przy ustalonej liczbie uśrednień, ale zagrażają identyfikacji odpowiedzi, szczególnie w niektórych przypadkach patologicznych. Fale I i III mogą zanikać przy częstotliwościach stymulacji powyżej 50 Hz. Jeśli wszystkie fale mają być poddane ocenie (np. do diagnostyki neurologicznej), należy zastosować niską częstotliwość bodźca. W celu ustalenia progu ABR można również zastosować wyższe częstotliwości stymulacji. 50 i 60 Hz nie są dostępne, ponieważ są to typowe częstotliwości systemu zasilania. Naciskając pole częstotliwości stymulacji, można wprowadzić zdefiniowaną przez użytkownika częstotliwość repetycji bodźca. Wynikowy interwał między bodźcami jest wyświetlany na ekranie ustawień. W trybie częstotliwości można wybrać do ośmiu częstotliwości bodźców (w tym powtórzeń).

Liczba uśrednień:

W stałych warunkach pomiaru, wraz ze wzrostem liczby uśrednień, poziom szum zmniejsza się (liczba uśrednień zwiększona czterokrotnie zmniejsza poziom szumu rezyduального o połowę), ale czas pomiaru rośnie. Czas pojedynczego pomiaru i całkowity czas pomiarów całego szeregu natężeniowego są wyświetlane na ekranie *ustawień*.

Widmo Rozproszone:

Po aktywacji *widma rozproszonego*, częstotliwość stymulacji jest nieco zróżnicowana w trakcie badania, aby zmniejszyć wpływ zakłóceń elektrycznych zsynchronizowanych z częstotliwością bodźca. Wiadomo również, że amplituda ABR zmniejsza się przy stałej częstotliwości bodźca z powodu adaptacji. Aktywacja tej opcji jest zawsze zalecana. Należy pamiętać, że opcja *Widma Rozproszonego* jest zawsze aktywna dla częstotliwości bodźców przekraczających 70 Hz oraz podczas stymulacji dwuusznej w celu rozdzielenia odpowiedzi z dwóch kanałów.

Automatyczne wykrywanie fali V:

Po aktywacji automatycznie statystycznie wykrywane jest występowanie fali V.

Minimalna amplituda fali V:

Jeśli aktywowane jest *automatyczne wykrywanie fali V*, można wybrać minimalną amplitudę fali V, która musi być dostępna, aby oznaczyć rozpoznaną falę V jako prawidłową.

Auto Kontynuacja:

Po aktywacji *auto kontynuacji*, rejestracja zostaje zatrzymywana, gdy tylko wykryta zostanie statystycznie ważna fala V dla danego przebiegu. Następnie test przechodzi do zapisu następnego przebiegu. Należy pamiętać, że ta opcja jest dostępna tylko wtedy, gdy aktywna jest opcja *automatycznego wykrywania fali V*.

Auto Stop:

Po aktywacji opcji *auto stop*, test kończy się, jeśli dla dwóch kolejnych przebiegów nie można wykryć statystycznie prawidłowej fali V. Należy pamiętać, że ta opcja jest dostępna tylko wtedy, gdy aktywna jest opcja *automatycznego wykrywania fali V*.

Kryterium zatrzymania szumu rezidualnego:

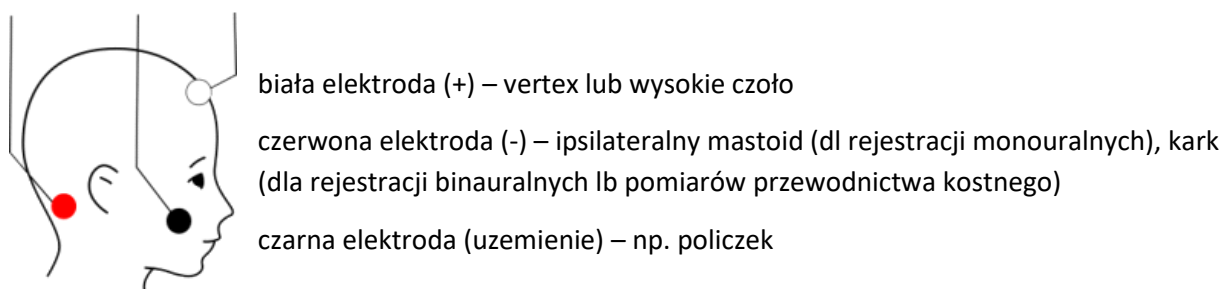
Jeśli jest aktywowane (tj. kryterium zatrzymania szumu > 0 nV), zapis zostaje zatrzymany, gdy tylko szum resztkowy spadnie poniżej zdefiniowanego progu i nie zostanie wykryta odpowiedź. Dlatego, po aktywowaniu, ta opcja przyspiesza rejestrację w przypadku braku odpowiedzi.

Grupa wiekowa (dla opóźnień normatywnych):

Wybierz odpowiednią grupę wiekową odpowiadającą wiekowi badanego Pacjenta.

Przed rozpoczęciem testu badany powinien zostać pouczony o procedurze testowej. Aby zmniejszyć artefakty mięśniowe, Pacjent powinien być spokojny i całkowicie zrelaksowany, leżąc wygodnie na rozkładanym fotelu lub łóżku. Zaleca się również, aby badani zamknęli oczy podczas pomiaru, aby zmniejszyć liczbę artefaktów wzrokowych spowodowanych mruganiem. W przypadku niemowląt zaleca się przeprowadzanie badania podczas snu. Aby ograniczyć artefakty środowiskowe, należy przeprowadzić pomiar w pomieszczeniu o niskim promieniowaniu elektromagnetycznym, tj. w osłoniętej elektrycznie metalowej kabinie lub w innym pomieszczeniu bez włączonych urządzeń elektrycznych (np. komputer, światło, telefon, telefon komórkowy, transformator) w pobliżu sprzętu pomiarowego. Jeśli ABR jest stosowany do wyznaczania progów przy niskich poziomach ciśnienia akustycznego, zaleca się ekranowaną akustycznie kabinę lub ciche pomieszczenie.

Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (np. słuchawki nauszne lub douszne, sonda uszna, przetwornik kostny) oraz przewody elektrod. Upewnij się, że skóra jest czysta tam, gdzie podłączone będą elektrody. Jeśli nie jest, dokładnie oczyść skórę (np. używając żelu do przygotowania skóry), aby usunąć brud, tłuszcz i złuszczone naskórek. Wybierz odpowiednie elektrody i przymocuj je do skóry Pacjenta. W celu poprawy przewodności warstwy skórnej, na styku elektrody można nałożyć żel elektrolitowy, co skutecznie zwiększa pole powierzchni elektrody. Przymocuj zaciski kabla elektrody do właściwej elektrody. Biała i czerwona elektroda są elektrodami rejestrującymi, czarna elektroda jest elektrodą uziemiającą. Nie umieszczaj elektrody uziemiającej w pobliżu serca, aby uniknąć wzbudzania fal elektrokardiograficznych (EKG). Istnieje kilka możliwości umieszczenia elektrod. Położenie elektrod wpływa na morfologię, kształt i latencję fal. Najlepszą pozycją elektrody dla uzyskania maksymalnych amplitud fal jest szczyt głowy (biała elektroda) i ipsilateralny wyrostek sutkowy (czerwona elektroda), jak pokazano na Rys 48 (montaż pionowy).



Rys 48: Pozycjonowanie elektrody ABR z montażem pionowym

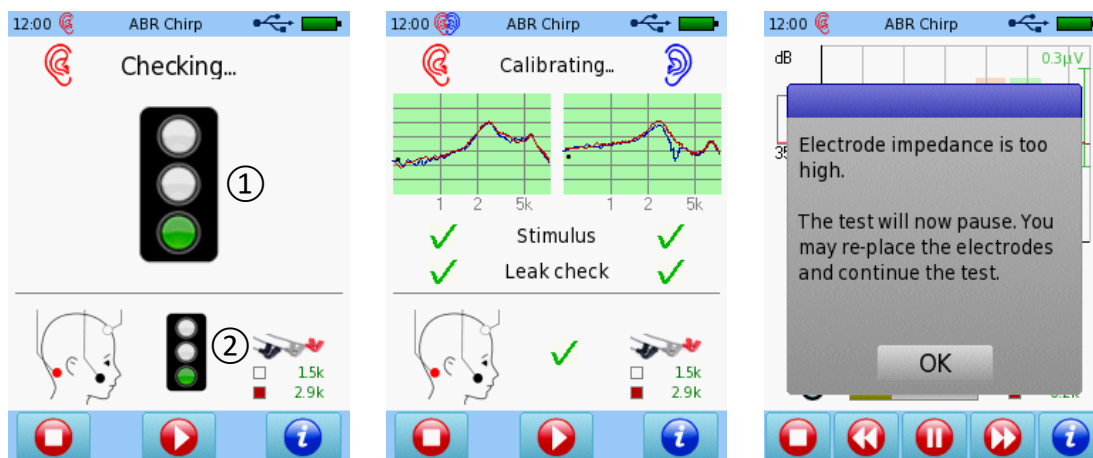
Alternatywnie do mocowania na szczycie głowy dla białej elektrody możliwe jest mocowanie na szczycie czoła, w linii włosów. Jednak w tym przypadku amplituda ABR nieznacznie maleje. Pomimo tego faktu czoło jest preferowane w praktyce, szczególnie u Pacjentów, u których umieszczenie elektrody na szczycie głowy jest niewygodne z powodu włosów. Amplituda fali I może być większa w montażu poziomym (biała elektroda: ipsilateralny wyrostek sutkowy; czerwona elektroda: kontralateralny wyrostek sutkowy) niż w standardowym montażu pionowym.

Wybierz ucho testowe (*Prawe + Lewy*: równoczesny pomiar prawego i lewego ucha - pamiętaj, że w takim przypadku zalecany jest symetryczny montaż elektrod i nie jest dostępny żaden przeciwny dźwięk maskujący). Rozpocznie się pomiar impedancji elektrody (patrz Rys 49). Impedancja elektrody zależy od materiału elektrody i powierzchni, z którą się styka. Impedancja jest pokazana odpowiednio dla czerwonej i białej elektrody względem czarnej elektrody ①. Test ABR można rozpocząć, naciskając przycisk *odtwarzania* ②, jeśli impedancja jest mniejsza niż 6 k Ω , a różnica między impedancją elektrody czerwonej i białej jest mniejsza niż 3 k Ω . Jeśli przez jakiś czas nie naciśniesz przycisku odtwarzania, pojawi się komunikat przypominający o rozpoczęciu pomiaru przez naciśnięcie przycisku odtwarzania. W *Ustawieniach AEP* możliwe jest skonfigurowanie automatycznego rozpoczęcia testu ABR, gdy zostaną osiągnięte odpowiednie wartości impedancji. Pomiar rozpoczyna się automatycznie, jeśli impedancja jest mniejsza niż 4 k Ω , a różnica impedancji jest mniejsza niż 2 k Ω . Jednak w niektórych przypadkach impedancja ta może nie zostać uzyskana (np. u małych dzieci czyszczenie skóry może nie być możliwe, ze względu na obudzenie dziecka podczas pocierania skóry) i należy przeprowadzić badanie ABR pomimo niezbyt idealnych warunków badania. W takich przypadkach pojawia się przycisk *przewijania* ③, jeśli impedancja jest mniejsza niż 12 k Ω , a różnica impedancji jest mniejsza niż 6 k Ω . Jeśli impedancje są gorsze, nie jest możliwy test ABR. Należy pamiętać, że u noworodków impedancja może być wyższa z powodu wrażliwości skóry. Jeśli impedancja jest zbyt wysoka, sprawdź kabel elektrody (patrz ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE w rozdziale 3.2.5 Słuchowe potencjały wywołane – zarys ogólny) i oczyść skórę, użyj żelu przewodzącego i odczekaj kilka minut, aż żel wchłonie się w skórę.



Rys 49: Pomiar impedancji ABR (po lewej - dobre impedancje z przyciskiem odtwarzania; w środku - dobre impedancje z przyciskiem odtwarzania i przypomnienie o rozpoczęciu testu przez naciśnięcie przycisku odtwarzania; po prawej - słabe impedancje)

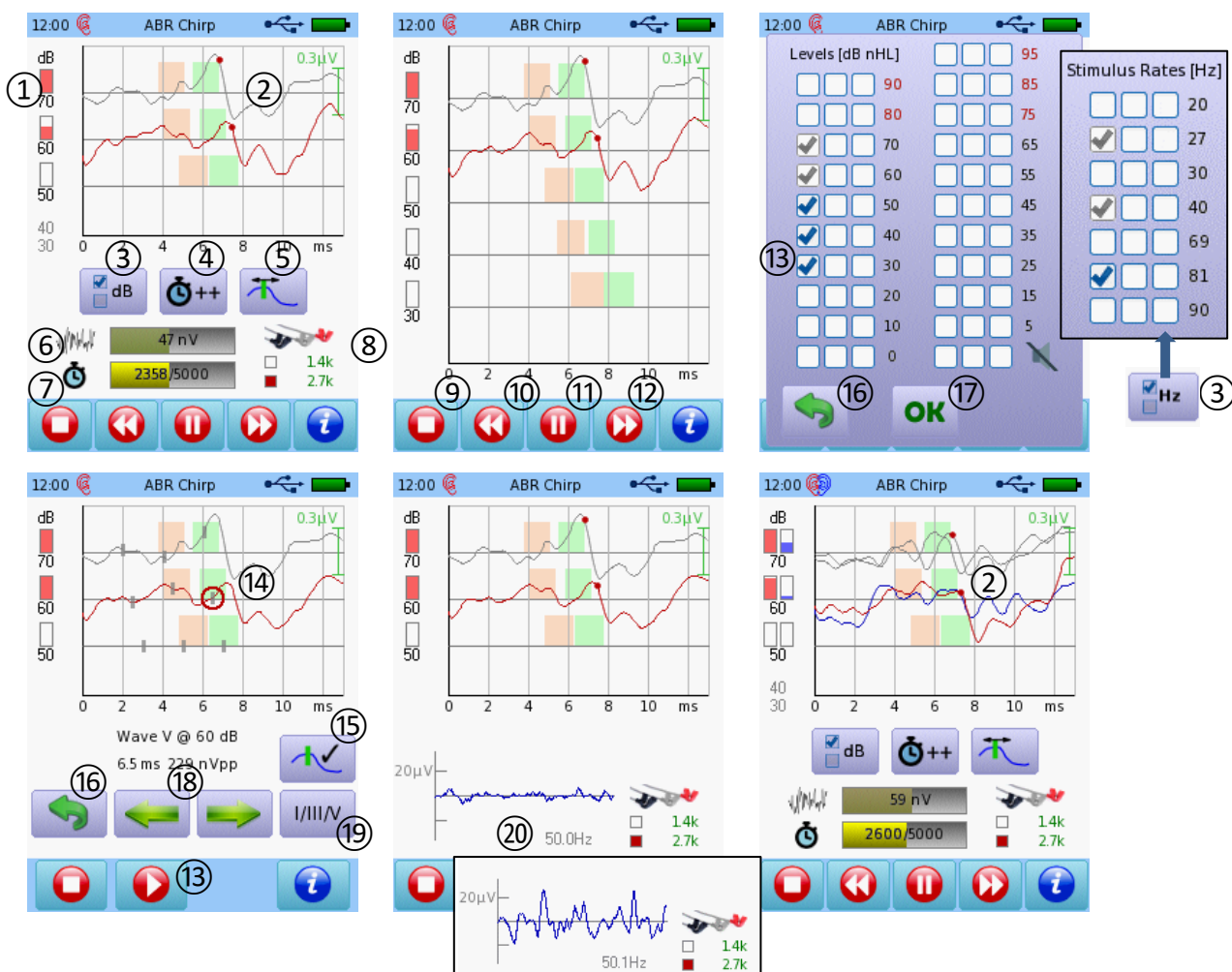
Podczas przeprowadzania testu ABR z sondą wewnątruszuszną informacje na temat kalibracji sondy ① i pomiaru impedancji ② są wyświetlane na ekranie (patrz Rys 50). Możesz skonfigurować tryb widoku kalibracji sondy usznej w *Ustawieniach AEP* na tryb *Prosty* lub *Ekspert*. Jeżeli wyniki pomiaru impedancji lub kalibracji sondy usznej nie są w pełni aktualne, może wystąpić przycisk przewijania w celu przejścia do testu ABR. W celu uzyskania dalszych informacji na temat kalibracji sondy usznej, pominięcia kryteriów i różnic w trybie widoku kalibracji, patrz ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE w rozdziale 3.2.3: *Transjentowe wywołane emisje otoakustyczne (TEOAE)*.



Rys 50: Pomiar impedancji ABR i kalibracja sondy usznej (po lewej - dobre impedancje i dopasowanie sondy usznej (tryb prosty); w środku - dobre impedancje i dopasowanie sondy usznej (test dwuuszny, tryb ekspert; po prawej - zła impedancja podczas pomiaru)

Po udanym pomiarze impedancji elektrod można rozpocząć test, naciskając przycisk *odtwarzania* (lub *przewijania*). Bodziec ABR jest prezentowany przez przetwornik, a odpowiedź jest wykrywana przez elektrody i podpięte do nich przewody. Podczas pomiaru, monitorowana jest impedancja elektrod. W przypadku zbyt wysokiej impedancji (np. odklejająca się elektroda) test zostaje automatycznie przerwany (patrz Rys 50). Test można kontynuować tylko wtedy, gdy impedancja elektrody powróci do właściwych wartości.

Podczas pomiaru ABR na ekranie wyświetlane są następujące informacje (patrz Rys 51):



Rys 51: Pomiar ABR (górny lewy - standardowy ekran pomiarowy; górny środkowy – rozszerzony ekran pomiarowy; górny prawy - wybór poziomu (dla trybu częstotliwości: wybór częstotliwości bodźca); dolny lewy - ustawienie znacznika fal; dolny środkowy – standardowy widok pomiaru binauralnego)

Przebiegi ABR są pokazane dla każdego wybranego poziomu bodźca (w trybie zadanej częstotliwości: dla każdej wybranej częstotliwości repetycji bodźca). Na standardowym ekranie pomiaru wyświetlane są jednocześnie maksymalnie trzy przebiegi. Aktualnie testowany przebieg czasowy jest pokazany w kolorze czerwonym (prawe ucho) i / lub niebieskim (lewe ucho) ②. Już ukończone pomiary są wyszarzone. Dane normatywne dla fali III (czerwony obszar) i V (zielony obszar) są wyświetlane, jeśli skonfigurowano je w ustawieniach. Po naciśnięciu obszaru wykresu wyświetlany jest rozszerzony widok do ośmiu przebiegów szeregu natężeniowego. Ponowne naciśnięcie wykresu spowoduje powrót do standardowego ekranu pomiaru z trzema przebiegami. Przesuwając palec poziomo po osi czasu obszaru wykresów ABR, można dostosować skalę czasu. Przesuwając palec pionowo po obszarze wykresu, można dostosować skalę amplitudy. Jeżeli aktywowane jest automatyczne wykrywanie fali V, specjalny wskaźnik obecności fali V ① odzwierciedla statystycznie obliczone prawdopodobieństwo obecności fali V w zarejestrowanym sygnale. W przypadku pomiarów dwuusznych czerwony pasek odnosi się do prawego ucha, niebieski pasek do lewego ucha. Jeśli wykryta zostanie statystycznie istotna fala V, czerwona lub niebieska kropka jest wyświetlana na ścieżce odpowiednio dla prawego lub lewego ucha. Należy pamiętać, że wskaźnik stanu fali V reprezentuje jedynie statystyczną wykrywalność sygnału fali V i nie uwzględnia normalnej amplitudy ani czasu latencji.

Podczas pomiaru ABR wstępnie skonfigurowany wybór poziomu można dostosować, naciskając przycisk konfiguracji poziomu ③ (w trybie częstotliwości można zamiast tego dostosować wstępnie skonfigurowane częstotliwości bodźców). Zostanie otwarta macierz poziomów i pokazane zostaną wybrane poziomy. Już przetestowane poziomy są wyszarzone. Ekran konfiguracji poziomu można opuścić przyciskiem *Wstecz* ⑯ (bez zapisywania zmian) lub przyciskiem *OK* ⑰ (z zapisaniem zmian). Ponadto wstępnie skonfigurowaną liczbę średnich można zwiększyć o 1000 dla bieżącego śledzenia, naciskając przycisk zwiększania liczby uśrednień ④. Znaczniki fal (wg. Jewett) można ustawić dla aktualnie aktywnego przebiegu, naciskając przycisk *trybu markera* ⑤. Początkowo wszystkie znaczniki są wyświetlane w kolorze szarym. Aktywny znacznik jest pokazany za pomocą koła ⑭. Aktywny znacznik można przesunąć, naciskając przyciski *strzałki w prawo / lewo* ⑱ i można go ustawić, naciskając przycisk *ustawiania znacznika* ⑮. Znacznik jest następnie wyświetlany w kolorze czerwonym lub niebieskim (odpowiednio dla prawego lub lewego ucha). Podczas przesuwania znacznik ponownie zmienia kolor na szary. Możesz wybrać, który *znacznik fal* (V, III i I) należy ustawić, naciskając przycisk wyboru znacznika fal ⑲. Tryb markera można opuścić, naciskając przycisk *Wstecz* ⑯.

Pasek szumu EEG ⑥ reprezentuje szum biologiczny i zewnętrzny, który jest wskaźnikiem prawidłowości warunków pomiaru. Przy dobrych warunkach pomiaru słupek szumu EEG powinien pozostać zielony. Wraz ze wzrostem szumu pasek EEG stopniowo zmienia kolor na żółty i czerwony, co wskazuje, że artefakty biologiczne i zewnętrzne mogą być zbyt wysokie, tj. Pacjent może nie być wystarczająco spokojny i zrelaksowany (np. przełyka, rusza się, zaciska zęby) lub promieniowanie elektromagnetyczne może być zbyt wyraźne. Po naciśnięciu paska szumów EEG wyświetlany jest wykres szumów EEG ⑳. Możesz powrócić do widoku paska szumów EEG, naciskając wykres szumów EEG. Pasek postępu ⑦ pokazuje postęp pomiaru przy aktualnie aktywnym przebiegu. Jeśli słupek jest pełny, bieżącego pomiaru jest zakończony, tzn. osiągnięto liczbę uśrednień zdefiniowanych przez użytkownika. W zależności od ustawień pomiar może zostać zakończony przed osiągnięciem określonej liczby uśrednień, np. jeśli aktywne jest kryterium Automatycznego Kontynuowania lub Kryterium Zatrzymania. Pomiar impedancji elektrod ⑧ jest regularnie aktualizowany podczas pomiaru, a pomiar jest wstrzymywany, jeśli impedancja staje się zbyt wysoka. Test można wstrzymać ręcznie ⑪, kontynuować po przerwie ⑬ lub zatrzymać ⑨. Ponadto bieżący pomiar można wznowić ⑩ lub pominąć ⑫.

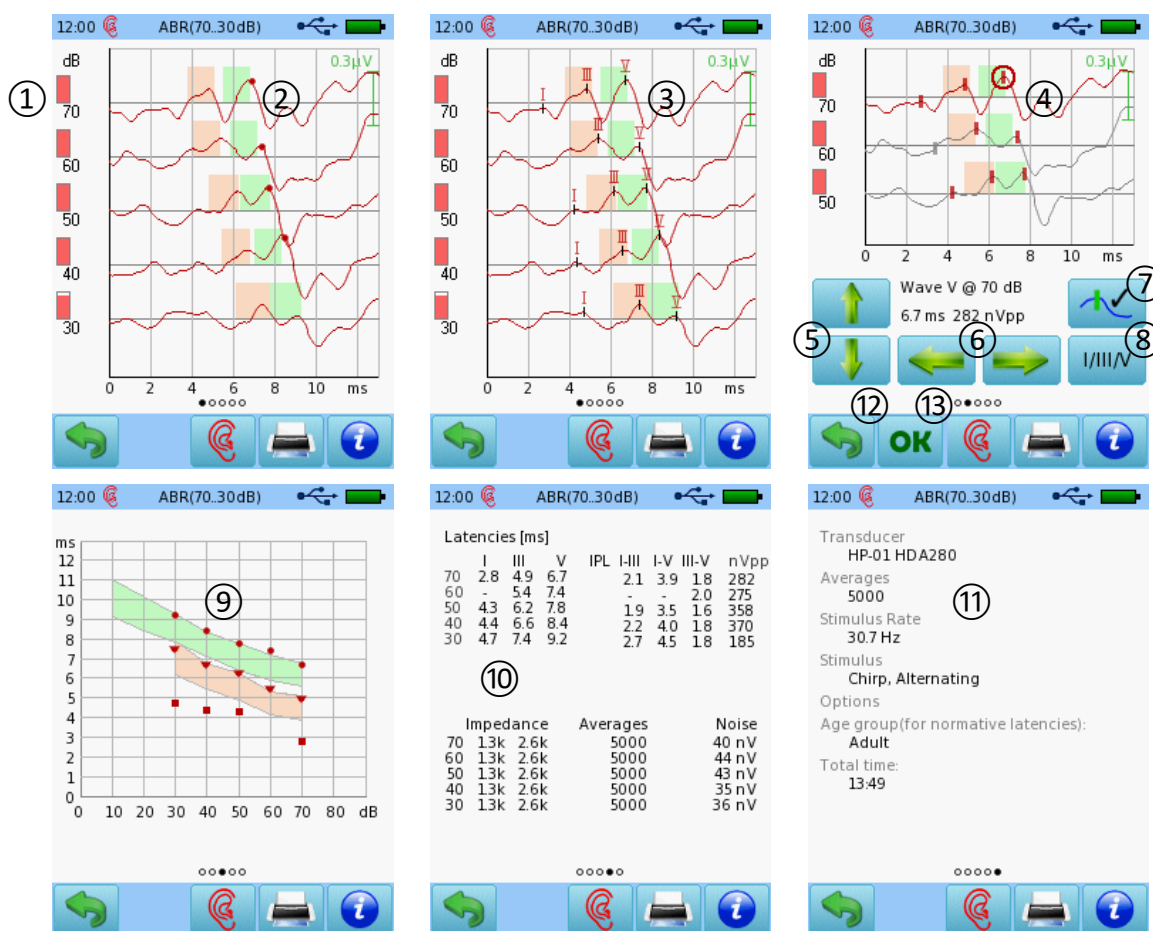
Po zakończeniu testu wyświetlany jest wynik ABR (patrz Rys 52). Zarejestrowane przebiegi ABR ②, jeśli skonfigurowano grupę wiekową danych normatywnych, są wyświetlane dla każdego poziomu bodźca wraz z obszarami normatywnymi. Jeśli zostało aktywowane automatyczne wykrywanie fali V, szacowana fala V jest wyświetlana jako kropka na wykresie. Statystyczne prawdopodobieństwo wychwycenia fali V jest pokazane na wskaźniku stanu fali V ①. Po ustawieniu znaczników fal, nazwa fali (I, III i V) jest wyświetlana przy odpowiednich znacznikach ③. Rozdzielczość osi amplitudy można zmienić, przesuwając palcem w górę (powiększanie) lub w dół (oddalanie) na ekranie wykresu wyników. Rozdzielczość osi czasu można zmienić, przesuwając palec w prawo (powiększanie) lub w lewo (zmniejszanie) na osi czasu ekranu wykresu wyników. Należy pamiętać, że opóźnienia sygnałów dla słuchawek wewnętrznych i dla różnych częstotliwości bodźców są automatycznie kompensowane.

Latencje fal I, III i V mogą być regulowane przez użytkownika na ekranie edycji ④. Aktywny znacznik jest oznaczony kółkiem. Śledzenie można wybrać za pomocą przycisków *góra / dół* ⑤. Aktywny znacznik można przesuwać wzdłuż wybranego śladu za pomocą przycisków *strzałek prawo / lewo* ⑥ i można go ustawić, naciskając przycisk *ustawiania znacznika* ⑦. Podczas przesuwania znacznik jest

szary. Podczas ustawiania znacznik zmienia kolor na czerwony lub niebieski (odpowiednio dla prawego lub lewego ucha).

Należy pamiętać, że kolejność znaczników jest zawsze zachowana z minimalną odległością 0,5 ms (np. podczas przesuwania znacznika fali I w prawo znacznik fali III zostanie przesunięty, gdy tylko znacznik fali I dotrze do znacznika fali III). Latencja odpowiadająca aktywnemu markerowi i wynikowa amplituda są pokazane jako wartości liczbowe poniżej wykresu przebiegów ABR. Możesz wybrać, który znacznik fal (I, III lub V) chcesz zmienić, naciskając przycisk *wyboru znacznika* ⑧. Jeśli jakkolwiek znacznik został zmieniony, w stopce pojawi się przycisk *OK* ⑬. Opuszczając widok wyników, wszelkie zmiany można zaakceptować, naciskając przycisk *OK* ⑬, lub odrzucić, naciskając przycisk *wstecz* ⑫.

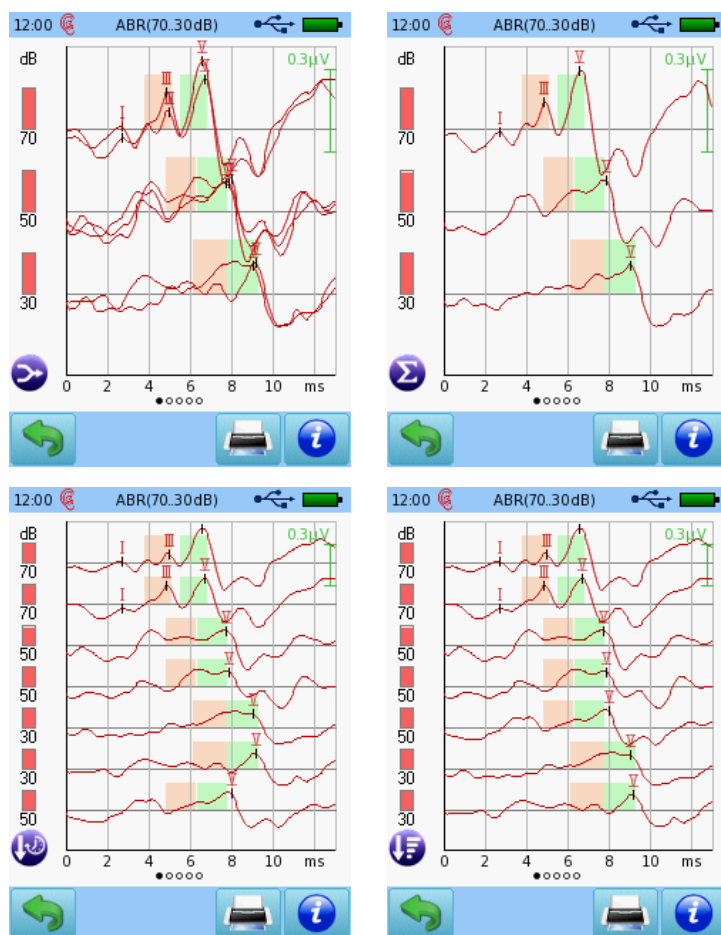
Przesuwając palcem od prawej do lewej na ekranie wyników, możesz przejść do innych widoków wyników. Trzy ekrany przedstawiają wykres opóźnień poziomu (fala V: okręgi, fala III: trójkąty, fala I: kwadraty) ⑨, wartości liczbowe amplitud, latencji i interwałów między szczytami wraz z innymi informacjami związanymi z badaniem (takimi jak impedancja, liczba uśrednień czy poziom szumu dla każdego przebiegu) ⑩ oraz ogólne informacje na temat zastosowanego przetwornika i ustawień (częstotliwość repetycji bodźca, rodzaj bodźca, opcje testu, grupa wiekowa obszaru normatywnego i całkowity czas) ⑪. W celu zapewnienia odpowiednich warunków pomiaru szum EEGG powinien wynosić <100 nV po 2000 uśrednień. Wraz ze wzrostem uśrednień, szum maleje (np. <70 nV po 4000 uśrednień, <50 nV po 8000 uśrednień).



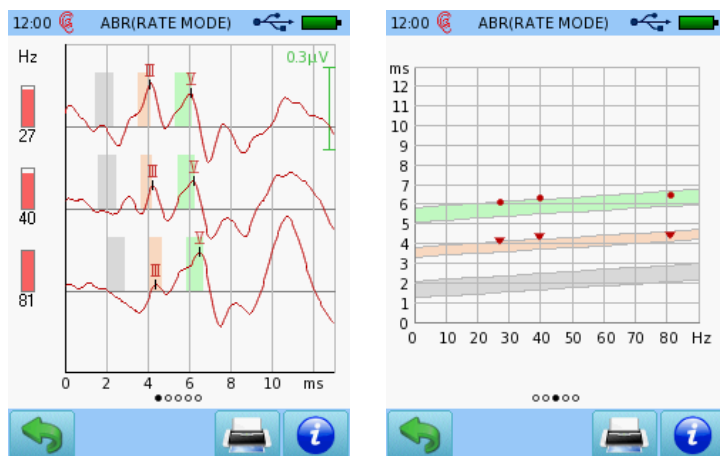
Rys 52: Wynik ABR (górny lewy - przebiegi z oszacowaną falą V; górny środkowy - przebiegi z potwierdzonymi falami I, III i V; górny prawy - ustawienie znacznika fal; dolny lewy - wykres latencji w

funkcji natężenia; dolny środkowy - dane pomiarowe; u dołu po prawej - ogólne informacje na temat testu)

W przypadku powtórzeń poziomów dostępne są dodatkowe opcje prezentacji przebiegów ABR. Można je wyświetlać posortowane według czasu (kolejność testu) lub według poziomu głośności bodźca, a przebiegi ABR tego samego poziomu mogą być wyświetlane w podsumowaniu lub wykreślane jeden na drugim w celu oceny powtarzalności odpowiedzi ABR dla danego poziomu. Dostępne opcje pokazano na Rys 53:



Rys 53: Opcje wyników ABR dla powtarzanych poziomów (górny lewy – nałożone przebiegi tych samych poziomów; górny prawy - sumy przebiegów dla tych samych poziomów; dolny lewy - przebiegi w kolejności testowej; dolny prawy - przebiegi posortowane według poziomu)

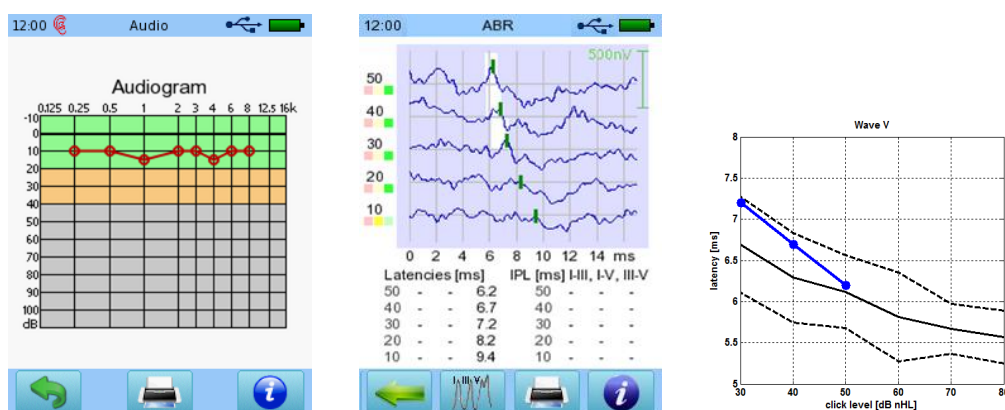


Rys 54: Wynik ABR dla trybu stałej częstości powtórzeń (po lewej - przebiegi z potwierdzonymi falami III i V; po prawej - wykres częstotliwości repetycji bodźca vs. latencja fal)

Jeśli wybrano tryb stałej częstości powtórzeń, wyświetlane są przebiegi ABR dla każdej pojedynczej, wykorzystanej w badaniu częstotliwości repetycji bodźca (zamiast zróżnicowania na poziomy bodźca, jak w trybie standardowym) i dostępny jest wykres częstotliwości repetycji bodźców w funkcji latencji (zamiast schematu latencji) (patrz Rys 54).

W celu interpretacji wyników ABR można wziąć pod uwagę następujące przykłady przypadków (patrz Rys 55-Rys 58):

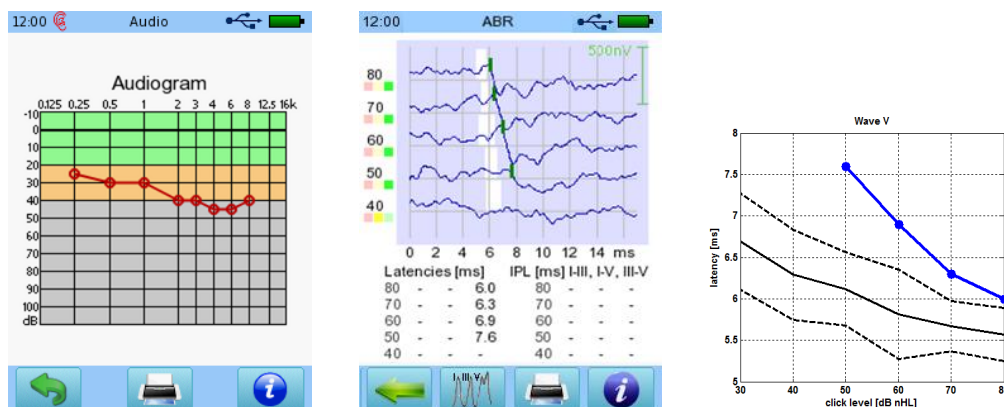
- **Normalnie słyszący Pacjent** (patrz Rys 55): ABR z bodźcami szerokopasmowymi można zazwyczaj zmierzyć do około 10 dB nHL u normalnie słyszącego Pacjenta. Latencja fali V wzrasta, a amplituda fali V maleje wraz ze spadkiem poziomu bodźca. Latencje fali V mieszczą się w normatywnym zakresie, jeśli wybrano odpowiednią grupę wiekową.



Rys 55: Przykład wyniku ABR dla normalnie słyszącego Pacjenta (lewy - audiogram; środkowy - przebiegi ABR; prawy - funkcja poziomu opóźnienia)

- **Przewodzeniowy ubytek słuchu** (patrz Rys 56): U Pacjenta cierpiącego na przewodzeniowy ubytek słuchu zmniejsza się efektywny poziom bodźca. W konsekwencji zamianie ulegają latencje i amplitudy wszystkich fal. Znacząco to, że latencja fali V zwykle wzrasta poza normatywny zakres. Fale I i III często nie są w ogóle wykrywalne. Nie ma to jednak wpływu na opóźnienie między szczytami. W przewodzeniowym ubytku słuchu z płaskim (pankochlearnym) audiogramem wykres latencja/natężenie jest przesuwany wzdłuż osi

poziomu o wielkość rezerwy ślimakowej towarzyszącej niedosłuchowi. Próg ABR jest osiągany przy poziomach bodźca odpowiadających ubytkowi słuchu przy średnich i wysokich częstotliwościach.

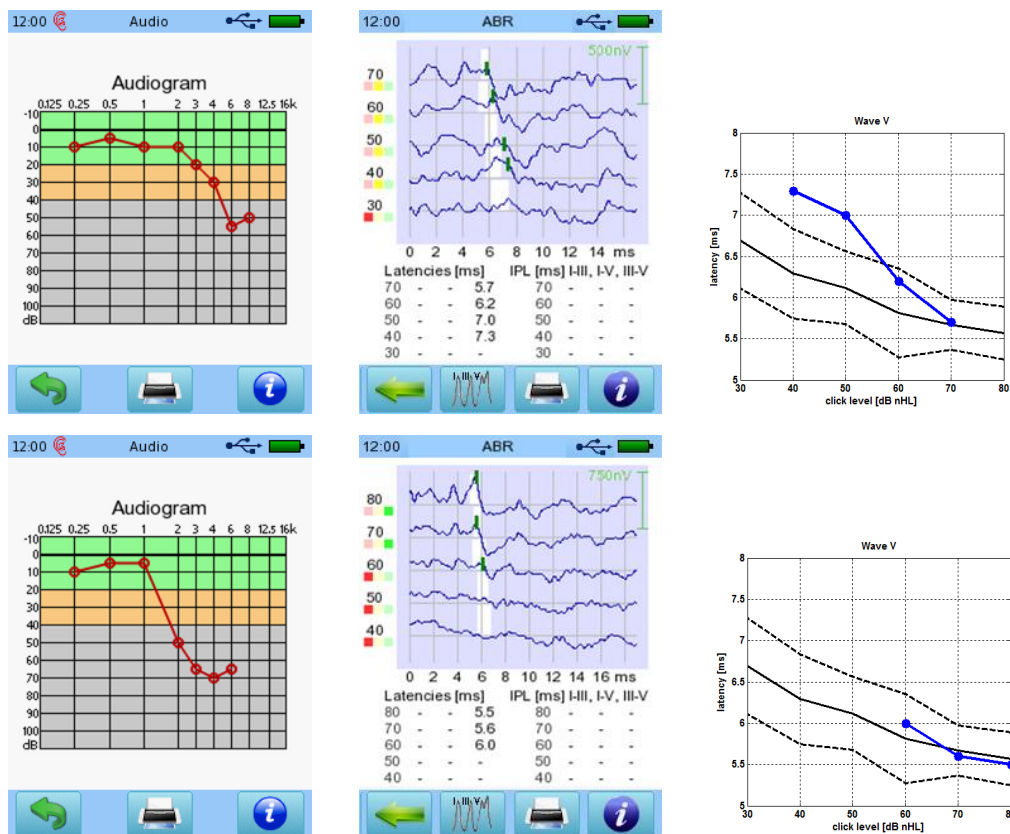


Rys 56: Przykład wyniku ABR dla Pacjenta z przewodzeniowym ubytkiem słuchu (lewy - audiogram; środkowy - przebiegi ABR; prawy - funkcja latencja/natężenie)

- **Odbiorczy, ślimakowy ubytek słuchu** (patrz Rys 57): Ogólny efekt zależy od stopnia i charakteru ubytku słuchu, a także od częstotliwościowej charakterystyki bodźca. Latencje fali V są zasadniczo równoważne z opóźnieniami zebranymi u osób normalnie słyszących, o ile bodźce znajdują się co najmniej 20 dB powyżej progu przy 4 kHz, ubytek słuchu nie jest gwałtownie opadający i ma nasilenie od łagodnego do umiarkowanego. Interwał między szczytem I-V jest prawidłowy. Funkcje latencja/natężenie u tych osób są zbieżne z funkcjami osób normalnie słyszących przy wysokim poziomie bodźca.

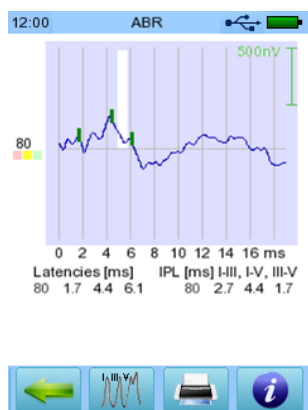
Przypadek 1: ABR u Pacjenta cierpiącego na umiarkowany ubytek słuchu o wysokiej częstotliwości (bodziec „klik”, częstotliwość repetycji: 20 Hz): W porównaniu do normalnego słuchu, ABR pojawiają się z mniejszą amplitudą i nieznacznie zwiększonym opóźnieniem fali V. Próg ABR jest osiągany przy poziomach bodźców odpowiadających ubytkowi słuchu przy średnich i wysokich częstotliwościach. Wydłużenie latencji przy niskich poziomach bodźców odpowiada czasowi propagacji fali biegnącej wzdłuż niesprawnej błonie podstawnej na tych poziomach.

Przypadek 2: ABR u Pacjenta cierpiącego na głęboki ubytek słuchu o wysokiej częstotliwości (bodziec „klik”, częstotliwość repetycji: 20 Hz): Próg ABR jest osiągany przy poziomach bodźca odpowiadających utracie słuchu przy wysokich częstotliwościach. Progi dla niskiej częstotliwości nie mogą być ocenione z powodu niskiej synchronizacji aktywności włókien nerwowych w szczytowym obszarze ślimaka.



Rys 57: Przykłady wyników ABR dla osób z ubytkiem słuchu ślimakowego (góra: przykład 1; dół: przykład 2) (lewy: audiogram; środkowy: przebiegi ABR; prawy: funkcja poziomu opóźnienia)

- **Odbiorczy, pozaślimakowy ubytek słuchu** (patrz Rys 58): ABR u Pacjenta z zaburzeniami nerwowymi (bodziec „klik”, częstotliwość repetycji: 10 Hz): Charakterystyka fal ABR jest inna niż u osób zdrowych oraz Pacjentów ze ślimakowym lub przewodzeniowym ubytkiem słuchu, szczególnie w odniesieniu interwałów międzyszczytowych I-V (IPL). IPL I-V jest wydłużony (4,4 ms) z powodu skrócenia czasu transmisji nerwowej między ślimakiem a pniem mózgu, przekraczając normalny interwał I-V (kobieta: $3,8 \pm 0,2$ ms; mężczyzna: $4,0 \pm 0,2$ ms). Jeśli dostępne są dane z obu uszu, można ocenić różnice w międzyszczynowym opóźnieniu fali V (czego tutaj *nie pokazano*). Różnice w opóźnieniu fali V nie powinny wynosić więcej niż 0,3 do 0,4 ms między uszami, jeśli nie ma wyraźnej międzyszczynowej asymetrii w ubytku słuchu.



Rys 58: Przykład wyniku ABR dla osoby z poza-ślimakowym ubytkiem słuchu

Szybki ABR – Quick ABR

Sentiero Advanced zapewnia alternatywę dla standardowego modułu ABR, z głównym przeznaczeniem do badań przesiewowych. Wybierz „Szybki ABR” z ekranu wyboru modułu. Jeśli licencjonowany jest więcej niż jeden test AEP, Szybki ABR można znaleźć w sekcji AEP. W razie potrzeby zmienić parametry. Opcji parametrów jest mniej w porównaniu do standardowego modułu ABR i zapewniają jedynie wybór poziomu bodźca i normatywnej grupy wiekowej. Poziomy bodźców podano w dB eHL, co reprezentuje *szacunkowy poziom słyszenia* przy $\text{dB eHL} = \text{dB nHL} + 10 \text{ dB}$ (powyższa korekta została wybrana na podstawie doświadczeń, że ABR możliwe jest do zarejestrowania zwykle tylko do 10 dB powyżej progu słyszenia). Dlatego też, wprowadzając dodatkowe przesunięcie, uznaje się, że typowy próg wykrywania ABR dla osób normalnie słyszących został osiągnięty przy 0 dB eHL. Zastosowano stałą konfigurację bodźca (częstotliwość repetycji bodźca, polaryzacja bodźca, liczba uśrednień). W module Szybki ABR algorytm statystycznej detekcji sprawdza falę V tylko w obszarze normalnego opóźnienia, czym różni się od standardowego modułu ABR, który sprawdza falę V w szerszym przedziale czasowym, również z większymi latencjami.

W celu przygotowania Pacjenta (poinstruowanie o badaniu, przygotowanie skóry i montaż elektrod) należy zapoznać się z objaśnieniami standardowego modułu ABR. Upewnij się, że prawidłowy przetwornik (np. słuchawki nauszne lub douszne, sonda douszna) i kabel elektrody są podłączone. Wybierz ucho testowe (*prawe + lewe*: jednoczesny pomiar prawego i lewego ucha). Rozpocznie się pomiar impedancji elektrody. Jeśli test jest przeprowadzany z jedną lub dwiema sondami usznymi, rozpocznie się również kalibracja sondy usznej. Więcej informacji na temat pomiaru impedancji i kalibracji sondy można znaleźć w objaśnieniach standardowego modułu ABR. Po udanym pomiarze impedancji elektrody można rozpocząć test, naciskając przycisk odtwarzania. Podczas pomiaru Szybki ABR na ekranie wyświetlane są następujące informacje (patrz Rys 59):

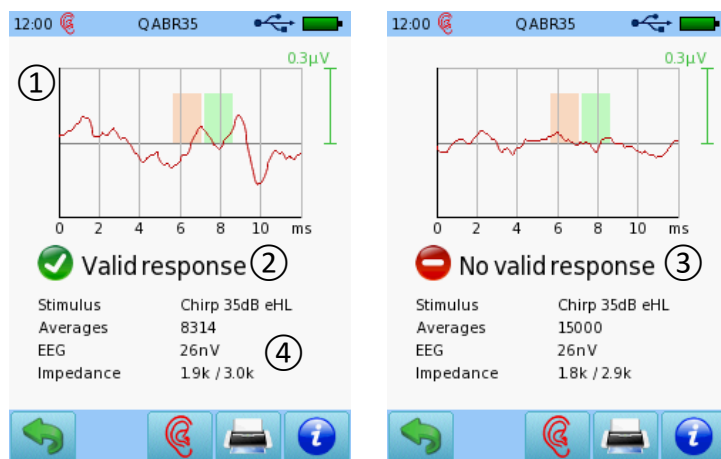
Zarejestrowany przebieg ABR jest wykreślany dla wybranego poziomu bodźca ①. Poziom bodźca jest wyświetlany poniżej wykresu ABR. Dane normatywne dla fali III (obszar czerwony) i V (obszar zielony) są wyświetlane, jeśli skonfigurowano je w ustawieniach. Przesuwając palec pionowo po obszarze wykresu, można dostosować skalę amplitudy. Wskaźnik prawidłowości fali V ② odzwierciedla obliczone statystycznie prawdopodobieństwo, że fala V o normalnym opóźnieniu występuje w zarejestrowanym sygnale. W przypadku pomiarów dwuusznych czerwony pasek odnosi się do prawego ucha, niebieski pasek do lewego ucha. Jeśli wykryta zostanie prawidłowa fala V dla jednej strony ucha, zamiast wskaźnika prawidłowości fali V pojawi się zielony znacznik wyboru.

Pasek szumu EEG ③ reprezentuje szum biologiczny i zewnętrzny, który jest wskaźnikiem poprawności warunków pomiaru. Przy dobrych warunkach pomiaru pasek szumu EEG powinien pozostać zielony. Wraz ze wzrostem zakłóceń pasek szumu EEG stopniowo zmienia kolor na żółty i czerwony, co wskazuje, że artefakty biologiczne i zewnętrzne mogą być zbyt wysokie, tj. Pacjent może nie być wystarczająco spokojny i zrelaksowany (np. rusza się, przetyka, zaciska zęby) lub promieniowanie elektromagnetyczne może być zbyt wysokie. Pasek postępu ④ pokazuje postęp pomiaru w stosunku do maksymalnej liczby uśrednień. Jeśli pasek jest pełny, pomiar jest zakończony. Pomiar może zakończyć się wcześniej, jeśli zostanie wykryta prawidłowa odpowiedź przed osiągnięciem maksymalnej liczby uśrednień. Impedancja elektrod ⑤ jest regularnie aktualizowana podczas pomiaru, a pomiar jest wstrzymywany, jeśli impedancja staje się zbyt wysoka. Test można ręcznie wstrzymać ⑦, kontynuować po pauzie (przycisk *pauzy* zmienia się w przycisk *odtwarzania* - nie pokazano na Rys 59) lub zatrzymać ⑥.



Rys 59: Pomiar „Szybki ABR” (lewy - jednuszny; środkowy / prawy - dwuszny)

Po zakończeniu testu wyświetlany jest wynik Szybki ABR (patrz Rys 60). Zarejestrowany przebieg ABR ① jest wyświetlany dla wybranego poziomu bodźca wraz z obszarami normatywnymi, jeśli skonfigurowano grupę wiekową danych normatywnych. Ogólny wynik jest wyświetlany jako zielony znacznik wyboru ② (prawidłowa odpowiedź) lub czerwony symbol ③ (nieprawidłowa odpowiedź). Rozdzielczość osi amplitudy można zmienić, przesuwając palcem w górę (powiększanie) lub w dół (oddalanie) na ekranie wykresu wyników. Należy pamiętać, że opóźnienia sygnału dla słuchawek dousznych są kompensowane automatycznie przez oprogramowanie. Dodatkowe informacje o rodzaju i poziomie zastosowanego bodźca, liczbie uśrednień, amplitudzie EEG i impedancji znajdują się na dole widoku wyników ④.



Rys 60: Wynik SzybkiABR (po lewej - poprawna odpowiedź; po prawej - brak prawidłowej odpowiedzi)

E-ABR

Inną wersją standardowego modułu ABR jest moduł E-ABR, który umożliwia rejestrację elektrycznie wywołanych odpowiedzi pnia mózgu w celu ustalenia, czy nerw słuchowy odpowiednio reaguje na stymulację elektryczną. Należy pamiętać, że moduł E-ABR jest w przygotowaniu, dlatego można przedstawić jedynie wstępne informacje na temat praktycznego wykorzystania modułu i interfejsów użytkownika.

Moduł E-ABR umożliwia pomiar odpowiedzi ABR u Pacjentów z implantem ślimakowym. Bodziec elektryczny jest aplikowany z zewnętrznego stymulatora, zwykle systemu dopasowanego implantu ślimakowego (dostarczanego przez producenta implantu ślimakowego). Bodziec elektryczny jest przekazywany bezpośrednio do cewki implantu ślimakowego, skąd jest przekazywany do elektrody implantu ślimakowego i przetwarzany na stymulację nerwu słuchowego. Odpowiedzi ABR są rejestrowane ze skóry głowy Pacjenta za pomocą elektrod powierzchniowych przymocowanych do Pacjenta (jak w przypadku normalnego ABR). Elektrody powierzchniowe są przymocowane do kabla elektrod, który jest podłączony do Sentiero Advanced. Aby poprawnie zsynchronizować odpowiedzi, urządzenie musi znać sekwencję czasową bodźców. Z tego powodu impulsy wyzwalające bodźce są przekazywane z systemu dopasowania implantu ślimakowego do urządzenia pomiarowego.

Moduł E-ABR w Sentiero Advanced umożliwia pomiar do 15 przebiegów w jednym badaniu oraz zapewnia automatyczne wykrywanie i oznaczenie fali V. Podstawowe zasady działania ABR są takie same jak w przypadku standardowego modułu ABR.

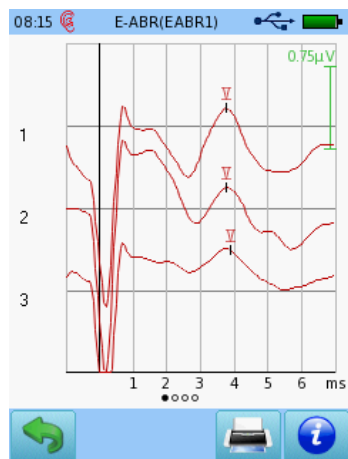
Wybierz *E-ABR* z ekranu wyboru modułu. Jeśli licencjonowany jest więcej niż jeden test *AEP*, *E-ABR* można znaleźć w sekcji *AEP*. Wybierz ustawienie wstępne, które chcesz wykonać. Jeśli to konieczne, zmień parametry nagrywania (np. automatyczne wykrywanie fali V, dezaktywacja kontroli impedancji podczas pomiaru, opcje wyzwalania) i nazwę ustawienia zgodnie z wymaganiami. Parametry bodźca należy skonfigurować w systemie dopasowywania implantu ślimakowego. W celu uzyskania dalszych informacji na temat systemu dopasowywania implantu ślimakowego należy zapoznać się z odpowiednią instrukcją obsługi lub skontaktować się z producentem implantu.

Przed rozpoczęciem testu Pacjent powinien zostać poinstruowany o procedurze testowej. Upewnij się, że warunki testu (pozycja i rozluźnienie Pacjenta, montaż elektrody, warunki otoczenia) są odpowiednie, a do Sentiero Advanced podłączony jest prawidłowy przewód elektrod. Więcej informacji można znaleźć w objaśnieniach do standardowego modułu ABR. Upewnij się również, że konfiguracja bodźca w systemie dopasowania implantu ślimakowego jest odpowiednia, a odpowiedni system przetwornika jest podłączony do systemu dopasowania implantu ślimakowego.

Wybierz ucho testowe. Rozpocznie się pomiar impedancji elektrod (patrz objaśnienia do standardowego modułu ABR). Test ABR można rozpocząć, naciskając przycisk odtwarzania, jeśli impedancja jest odpowiednia. Po uruchomieniu przycisku odtwarzania urządzenie sprawdza prawidłowość sygnału wyzwalacza. Natychmiast po rozpoznaniu sygnału wyzwalającego pomiar, rozpoczyna się synchronizacja z sygnałem wyzwalającym. Podczas pomiaru monitorowana jest impedancja elektrod. W przypadku, gdy co najmniej jedna impedancja stanie się zbyt wysoka (np. elektroda odkleja się), test zostaje automatycznie przerwany. Test można kontynuować tylko wtedy, gdy impedancja elektrody powróci do dopuszczalnych wartości.

Podczas pomiaru E-ABR informacje wyświetlane na ekranie (patrz Rys 61) są podobne jak w przypadku standardowego ABR, tj. na ekranie pokazywane są przebiegi czasowe E-ABR (widok wszystkich przebiegów pojawia się po kliknięciu wykresu; przebiegi ABR są kolejno ponumerowane), szum resztkowy oraz postęp aktualnie mierzonego przebiegu i impedancja elektrod. Śledzenie rozpoczyna się 1 ms przed wystąpieniem bodźca, aby zarejestrować również artefakt elektryczny stymulatora zewnętrznego. Śledzenie kończy się, gdy pasek postępu się zapełni, tzn. osiągnięta zostanie wstępnie skonfigurowana liczba uśrednień. Pomiar jest następnie wstrzymywany. Po ustawieniu następnej konfiguracji testowej w systemie dopasowywania implantu ślimakowego można ponownie rozpocząć rejestrację w Sentiero Advanced, naciskając przycisk *odtworzenia*. *Pauza* wyzwalacza, jeśli tak

ustawiono, automatycznie powoduje przejście do nowego pomiaru. Nagrywanie przebiegu ABR można pominąć lub wznowić, naciskając przycisk *przewijania do przodu* lub *do tyłu*. Wstępnie skonfigurowaną liczbę uśrednień można zwiększyć, naciskając przycisk *zwiększania uśrednień*. Wykres szumu EEG można wyświetlić po naciśnięciu paska EEG. Po zakończeniu testu wynik E - ABR jest wyświetlany porównywalnie do standardowego badania ABR.



Rys 61: Pomiar E-ABR

LITERATURA

- American Speech-Language-Hearing Association (1987): Short latency auditory evoked potentials, online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.
- Bargen GA (2015): Chirp-Evoked Auditory Brainstem Response in Children: A Review, American Journal of Audiology 24, p. 573-583
- Bell SL, Allen R, Lutman ME (2002): An investigation of the use of band-limited chirp stimuli to obtain the auditory brainstem response, International Journal of Audiology 41, p. 271-278
- Cebulla M, Stürzebecher E (2013): Detectability of newborn chirp-evoked ABR in the frequency domain at different stimulus rates, International Journal of Audiology 52, p. 698–705
- Crumly W (2011): Good practices in auditory brainstem response, part 1, online: <http://www.audiologyonline.com/articles/good-practices-in-auditory-brainstem-827>.
- Dau T, Wegner O, Mellert V, Kollmeier B (2000): Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar-membrane dispersion, Journal of the Acoustical Society of America 107(3), p. 1530-1540
- Durrant JD (1983): Fundamentals of sound generation, In: Bases of auditory brainstem evoked responses (editor: Moore EJ), Grune Stratton, p. 15-49.
- Elberling C, Don M, Cebulla M, Stürzebecher E (2007): Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay, Journal of the Acoustical Society of America 122, p. 2772-2785.
- Folsom RC (1984): Frequency specificity of human auditory brainstem responses as revealed by pure-tone masking profiles, Journal of the Acoustical Society of America 66, p. 919-914.
- Gorga MP, Worthington DW, Reiland JK, Beauchaine KA, Goldgar DE (1985): Some comparisons between auditory brainstem response thresholds, latencies, and the pure-tone audiogram, Ear and Hearing 6, p. 105-112.
- Jewett DL, Williston JS (1971): Auditory evoked far fields averaged from the scalp of humans, Brain 94, p. 681-696.

- Lu TM, Wu FW, Chang H, Lin HC (2017): Using click-evoked auditory brainstem response thresholds in infants to estimate the corresponding pure-tone audiometry thresholds in children referred from UNHS, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 95, p. 57-62
- Mauldin L, Jerger J (1979): Auditory brain stem evoked responses to bone-conducted signals, *Archives of Otolaryngology* 10, p. 656-661.
- Miyamoto RT (1986): Electrically evoked potentials in cochlear implant subjects, *Laryngoscope* 96(2), p. 178-185.
- Mrowinski D (2009): Elektrische Reaktionsaudiometrie (in German: Electrical response audiometry), In: *Praxis der Audiometrie* (editors: Lehnhardt E, Laszig R), Thieme.
- Thieme, Stuttgart. Lehnhardt, E. und Laszig, R., p. 203-238.
- Picton TW, Hillyard SA (1974): Human auditory evoked potentials. II. Effects of attention, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 36, p. 191-200.
- Picton TW, Stapells DR, Campbell KB (1981): Auditory evoked potentials from the human cochlea and brainstem, *Journal of Otolaryngology* 9, p. 1-41
- Starr A, Amlie RN, Martin WH, Sanders S (1977): Development of auditory function in newborn infants: revealed by auditory brainstem potentials, *Pediatrics* 60, p. 831-839.

3.2.7 Słuchowe potencjały stanu ustalonego (ASSR)

Słuchowe potencjały stanu ustalonego (ASSR) dostarczają specyficznych częstotliwościowo informacji ilościowych na temat transmisji dźwięku w pniu mózgu i regionach podkorowych (Picton i in. 2003; Herdman i Stapells 2003). ASSR są wywoływane za pomocą bodźców wąskopasmowych, tj. sinusa modulowanego amplitudowo (i częstotliwościowo) lub wąskopasmowych chirp, co kompensuje opóźnienie czasowe na błonie podstawnej. W porównaniu do modulowanego sinusa użycie wąskopasmowego chirp zmniejsza specyficzność częstotliwościową, ale zwiększa amplitudy odpowiedzi. W zależności od składowych częstotliwościowych bodźca stymulowane są różne regiony komórek czuciowych w ślimaku. W zależności od częstotliwości modulacji (tj. dla sinusa: współczynnik modulacji amplitudy, dla chirp: współczynnik powtarzania - poniżej stosuje się tylko termin częstości bodźca) neurony początkowe są aktywowane w różnych regionach na drodze słuchowej. Częstość bodźca dobiera się w taki sposób, aby odpowiedzi przejściowe zachodziły na siebie w miejscu generowania, zapewniając w ten sposób odpowiedź w stanie ustalonym. Typowe częstotliwości bodźców wynoszą 40 i 80 Hz. 40 Hz ASSR są generowane głównie w ośrodkach podkorowych (Mäkelä i Hari, 1987; Pantev i in., 1996; Ross i in., 2003), podczas gdy 80 Hz ASSR są generowane w pniu mózgu (Herdman i in., 2002). W porównaniu do pozostałych potencjałów wywołanych z drogi słuchowej, przyjmuje się, że 40 Hz ASSR obejmuje zarówno wczesne-, jak i średniolatencyjne odpowiedzi, podczas gdy 80 Hz ASSR składa się tylko z odpowiedzi wczesno-latencyjnych (Mäkelä i Hari, 1987). Również wpływ świadomości ma znaczenie dla ASSR. ASSR 40 Hz nadaje się do badania osób obudzonych i świadomych (Galambos i in., 1981), z kolei świadomość nie ma wpływu na ASSR 80 Hz i dlatego jest odpowiedni do badania niemowląt oraz osób niewspółpracujących, wymagających uspiania (snu fizjologicznego i znieczulonych) (Levi i in., 1983). U noworodków odpowiedzi średniolatencyjne zwykle nie są dostępne, dlatego amplituda 40 Hz ASSR jest ogólnie zmniejszona. Ponadto optymalna częstotliwość bodźca zależy również od częstotliwości nośnej. Amplitudy odpowiedzi 40 Hz ASSR rosną wraz ze spadkiem częstotliwości nośnej (Rodriguez i in., 1986, Picton i in., 1987), podczas gdy amplitudy odpowiedzi 80 Hz ASSR są maksymalne przy średnich częstotliwościach nośnych od 1 do 2 kHz (John i in., 2001, Dimitrijevic i in., 2002). W przypadku częstotliwości od 6 kHz można zastosować jeszcze wyższe częstotliwości repetycji bodźców do 160 Hz (Lodwig i Rosner, 2016). Wraz ze wzrostem częstotliwości bodźca zmniejsza się również wpływ szum tła na rejestrowaniu odpowiedzi. Odpowiedź można wykryć za pomocą elektrod, stosując technikę dalekiego pola EEG. Wykrywane są jako sygnał sinusoidalny o częstotliwości odpowiadającej częstotliwości bodźca. Odpowiedź może być analizowana statystycznie w dziedzinie częstotliwości (Stapells i in., 1987; Dobie i Wilson, 1989; Picton i in., 2001).

Przy stosowaniu różnych częstości bodźców dla różnych częstotliwości nośnych możliwy jest jednoczesny pomiar na wielu częstotliwościach (Lins i Picton, 1995). Efekt tłumienia dla jednoczesnych pomiarów wielu częstotliwości, przy minimalnej odległości jednej oktawy między jednocześnie badanymi częstotliwościami, jest znacznie niższy dla 80 Hz ASSR w porównaniu do 40 Hz ASSR (John i wsp., 1998; Ross i wsp., 2003). Dla 40 Hz ASSR amplituda może spaść o 50%, podczas gdy dla 80 Hz ASSR amplituda może spaść o około 15%. Efekt tłumienia może różnić się wyraźnie między Pacjentami. Co więcej, częstość bodźca może być nieznacznie zmieniona podczas testu w celu zmniejszenia artefaktów spowodowanych promieniowaniem elektromagnetycznym.

W przeciwieństwie do DPOAE, ASSR dostarczają informacji o stopniu ubytku słuchu w całym dynamicznym zakresie słuchu. Dlatego ASSRs są odpowiednimi środkami do specyficznej częstotliwościowo, ilościowej oceny stanu słuchu, szczególnie u dzieci. Mogą przyczynić się do poprawy

dopasowania aparatów słuchowych. Zamierzone zastosowanie ASSR to diagnostyka kontrolna po badaniu przesiewowym noworodka, topodiagnostyka (wraz z tympanometrią, OAE), diagnostyka neurologiczna i określanie progów słyszenia.

ASSR są szczególnie przydatne do obiektywnego określania progu słyszenia przy niskich częstotliwościach, gdy DPOAE nie są dostępne. W celu obiektywnego ustalenia progów słyszenia zaleca się na pierwszym etapie pomiar DPOAE Threshold, a na drugim etapie pomiar ASSR na częstotliwościach, na których nie można było wykryć odpowiedzi DPOAE. Średni czas testu dla ośmiu częstotliwości testowych wynosi około 15 minut dla osób normalnie słyszących, a dla osób niedosłyszących około 25 minut (Rosner, 2013b).

Dostępne są dwa tryby ASSR:

- **ASSR Fixed** umożliwia specyficzny częstotliwościowo pomiar ASSR na jednym lub wielu poziomach bodźca. Status wykrywania odpowiedzi (prawidłowa / nieprawidłowa odpowiedź) jest dostarczany dla każdej kombinacji częstotliwości i poziomu.
- **ASSR Threshold** pozwala na specyficzne częstotliwościowo określanie progów słyszenia w konfigurowalnym zakresie poziomów - pomiar ASSR z adaptacyjnym ustawieniem poziomu (algorytm bracketingowy). Ubytek słuchu szacuje się za pomocą stałych wartości przesunięcia. Wykrywanie progu jest zatrzymywane dla danej częstotliwości, jeśli dwie kolejne odpowiedzi w danej częstotliwości są nieprawidłowe.

Testy ASSR można wykonywać obuusznie, jeśli podłączony jest odpowiedni przetwornik (np. słuchawki, dwie sondy douszne), co może dwukrotnie skrócić czas testu. ASSR można mierzyć na częstotliwościach od 250 Hz do 8 kHz za pomocą prezentacji bodźca wieloczęstotliwościowego.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz ASSR z ekranu wyboru modułu. Jeśli licencja obejmuje więcej niż jeden test *AEP*, ASSR można znaleźć w sekcji *AEP*. Wybierz ustawienie, które chcesz wykonać. W razie potrzeby zmień parametry (np. tryb testu, częstość bodźca, poziomy bodźca (*ASSR Fixed*) lub zakres poziomu (*ASSR Threshold*), częstotliwość bodźca, szerokość pasma bodźca, czas uśredniania) i nazwę ustawienia jeśli potrzeba.

Częstość bodźca:

Zasadniczo zaleca się stosowanie 40 Hz ASSR u przytomnych i świadomych osób (np. dzieci i dorośli) oraz stosowanie częstotliwości 80 Hz ASSR u osób śpiących (np. niemowlęta, osoby uśpione, podczas znieczulenia). Tryb automatyczny zapewnia zoptymalizowany pod kątem wydajności paradygmat częstości bodźca, który zwiększa częstość bodźców wraz ze wzrostem częstotliwości, biorąc pod uwagę zależność częstości bodźców od częstotliwości nośnych oraz zależność poziomów szumu rezyduального od częstotliwości bodźców. Trybu automatycznego można używać dla osób obudzonych lub śpiących. Należy pamiętać, że częstości bodźców są fluktuujące w celu poprawy odporności na zakłócenia.

Szerokość pasma bodźca:

Wraz ze wzrostem szerokości pasma bodźca wzrasta amplituda odpowiedzi, ale zmniejsza się swoistość częstotliwościowa. Wybór pasma bodźca wpływa na wybór częstotliwości nośnych.

Szum maskujący:

Kontralateralne maskowanie jest zalecane, jeśli występuje znaczna asymetria ubytku słuchu między uszami, tj. różnice około 30 do 40 dB (słuchawki) lub około 50 do 60 dB (słuchawki douszne). W przypadku zastosowania przewodnika kostnego konieczne jest zastosowanie szumu kontralateralnego.

Uśrednianie:

W stałych warunkach pomiaru, wraz ze wzrostem czasu uśredniania, poziom szumu zmniejsza się, a wiarygodność odpowiedzi, i tym samym jakość określania progu, wzrasta.

Kryterium zatrzymania:

Przy aktywnym *kryterium zatrzymania* (przy poziomie szumu określonym > 0 nV), zapis zostaje zatrzymany, gdy tylko szum resztkowy spadnie poniżej zdefiniowanego progu, a jednocześnie nie zostanie wykryta odpowiedź. Dlatego włączenie tej opcji przyspiesza badanie w przypadku braku odpowiedzi.

Przed rozpoczęciem testu uczestnik powinien zostać poinstruowany o procedurze testowej. Aby zmniejszyć artefakty mięśniowe, Pacjent powinien być spokojny i całkowicie zrelaksowany, leżąc wygodnie na rozkładanym fotelu lub łóżku. W przypadku częstotliwości 40 Hz ASSR Pacjenci nie powinni zasypiać, natomiast w przypadku częstotliwości 80 Hz ASSR Pacjenci mogą spać. W przypadku niemowląt spróbuj wykonać test podczas fizjologicznego snu lub sedacji, jeśli zostało to medycznie zatwierdzone. Aby ograniczyć artefakty środowiskowe, należy przeprowadzić pomiar w pomieszczeniu o niskim promieniowaniu elektromagnetycznym, tj. w osłoniętej elektrycznie metalowej kabinie lub w innym pomieszczeniu bez włączonych urządzeń elektrycznych (tj. komputer, światło fluoroscencyjne, telefon, telefon komórkowy, transformator mocy) w pobliżu sprzętu pomiarowego. Ekranowany kabel elektrody również może pomóc w zmniejszeniu szumu elektromagnetycznego. Zaleca się ekranowaną akustycznie kabinę lub ciche pomieszczenie, jeśli ASSR jest stosowany do określania progu przy niskich poziomach ciśnienia akustycznego.

Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (np. słuchawki nauszne lub douszne, sonda uszna, przewód kostny) i odpowiedni przewód elektrod. Upewnij się, że skóra jest czysta tam, gdzie znajdują się elektrody. W celu uzyskania instrukcji dotyczących przygotowania skóry, umiejscowienia elektrody i właściwych wartości impedancji, spójrz na *ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE* w punkcie [3.2.6: Słuchowe potencjały wywołane z pnia mózgu \(ABR\)](#).

Wybierz ucho testowe (*prawe + lewe*: jednoczesny pomiar prawego i lewego ucha - pamiętaj, że w takim przypadku zalecany jest symetryczny montaż elektrod). Następnie rozpocznie się pomiar impedancji elektrody. Obie impedancje muszą wynosić <12 k Ω , aby można było kontynuować pomiar. Zaleca się, aby impedancja wynosiła <6 k Ω , a różnica między impedancją elektrody czerwonej i białej wynosiła <3 k Ω . Po udanym pomiarze impedancji elektrod można rozpocząć test, naciskając przycisk *odtworzenia*. Bodźce ASSR są prezentowane przez przetwornik, a odpowiedź jest wykrywana przez elektrody. Podczas pomiaru monitorowana jest impedancja elektrod. W przypadku, gdy co najmniej jedna impedancja stanie się zbyt wysoka (np. elektroda odkleja się), test zostaje automatycznie przerwany. Test można kontynuować tylko wtedy, gdy impedancja elektrod powróci do dopuszczalnych wartości. Więcej informacji na temat pomiaru impedancji znajduje się w części *ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE* w rozdziale [3.2.6: Słuchowe potencjały wywołane z pnia mózgu \(ABR\)](#).

Podczas pomiaru na ekranie wyświetlane są następujące informacje (patrz Rys 62):

Ważność statystyczna ASSR jest pokazywana dla każdej aktualnie testowanej kombinacji częstotliwość / poziomu ①. Przebiegi czasowe zmian wiarygodności są pokazane na czerwono (prawe ucho) i / lub niebieskie (lewe ucho). W przypadku 40-Hz ASSR mierzonych jest jednocześnie do dwóch częstotliwości, a dla 80-Hz ASSR oraz w trybie automatycznej częstotliwości bodźca do czterech kombinacji częstotliwości i poziomów. Śledzenie kończy się, jeśli trafi w górę ramki (prawidłowa odpowiedź), jeśli znajdzie się w szarym trójkątnym obszarze w ramce (nieprawidłowa odpowiedź) lub jeśli zostanie osiągnięty skonfigurowany maksymalny czas uśredniania (nieprawidłowa odpowiedź). Pasek szumu EEG ② reprezentuje szum biologiczny i zewnętrzny, który jest wskaźnikiem wiarygodności warunków pomiaru. Przy dobrych warunkach pomiarowych słupki hałasu EEG powinien pozostać zielony. Wraz ze wzrostem szumu EEG pasek stopniowo zmienia kolor na żółty i czerwony, co wskazuje, że artefakty biologiczne i zewnętrzne mogą być zbyt wysokie, tj. Pacjent może nie być wystarczająco spokojny i zrelaksowany (np. rusza się, przełyka, zaciska zęby) lub promieniowanie elektromagnetyczne może być zbyt wyraźne. Po naciśnięciu paska hałasu EEG wyświetlany jest wykres szumu EEG ⑤. Możesz powrócić do widoku paska szumu EEG, naciskając wykres szumu EEG. Ogólny pasek postępu ③ pokazuje postęp pomiaru. Jeśli pasek jest pełny, cała sekwencja testu zostaje zakończona. Impedancja elektrod ④ jest regularnie aktualizowana podczas pomiaru, a pomiar jest wstrzymywany, jeśli impedancja stanie się zbyt wysoka.

Test można ręcznie wstrzymać ⑦, kontynuować po pauzie (przycisk *pauzy* zmienia się w przycisk *odtwarzania* - nie pokazano na Rys 62) lub zatrzymać ⑥. Można również pominąć bieżący pomiar ⑧. Jeśli uruchomionych jest wiele pomiarów, po naciśnięciu głównego przycisku przewijania, można wybrać konkretną kombinację częstotliwość / poziom (*pomiń* ⑨: pomija poziom przy danej częstotliwości, *zatrzymaj* ⑩: pomija wszystkie poziomy przy danej częstotliwości). Przyciski przewijania do przodu i przycisk stop ⑩ przy kombinacjach częstotliwości / poziomu można usunąć, ponownie naciskając główny przycisk przewijania ⑧. Aktualny stan pomiaru dla prawego lub lewego ucha można wyświetlić, naciskając odpowiednio lewy lub prawy obszar wykresu. Ekran ma kolor czerwony dla prawego ucha i niebieski dla lewego ucha. Aktualnie testowane kombinacje częstotliwości / poziomu są oznaczone symbolem zegara ⑪, już przetestowane kombinacje częstotliwości / poziomu posiadają zielony znacznik wyboru ⑫ (prawidłowa odpowiedź), czerwony Ø ⑬ (nieprawidłowa odpowiedź) lub szary Ø (niepełna odpowiedź, ponieważ pomiar był zatrzymany dla tej kombinacji częstotliwości / poziomu).



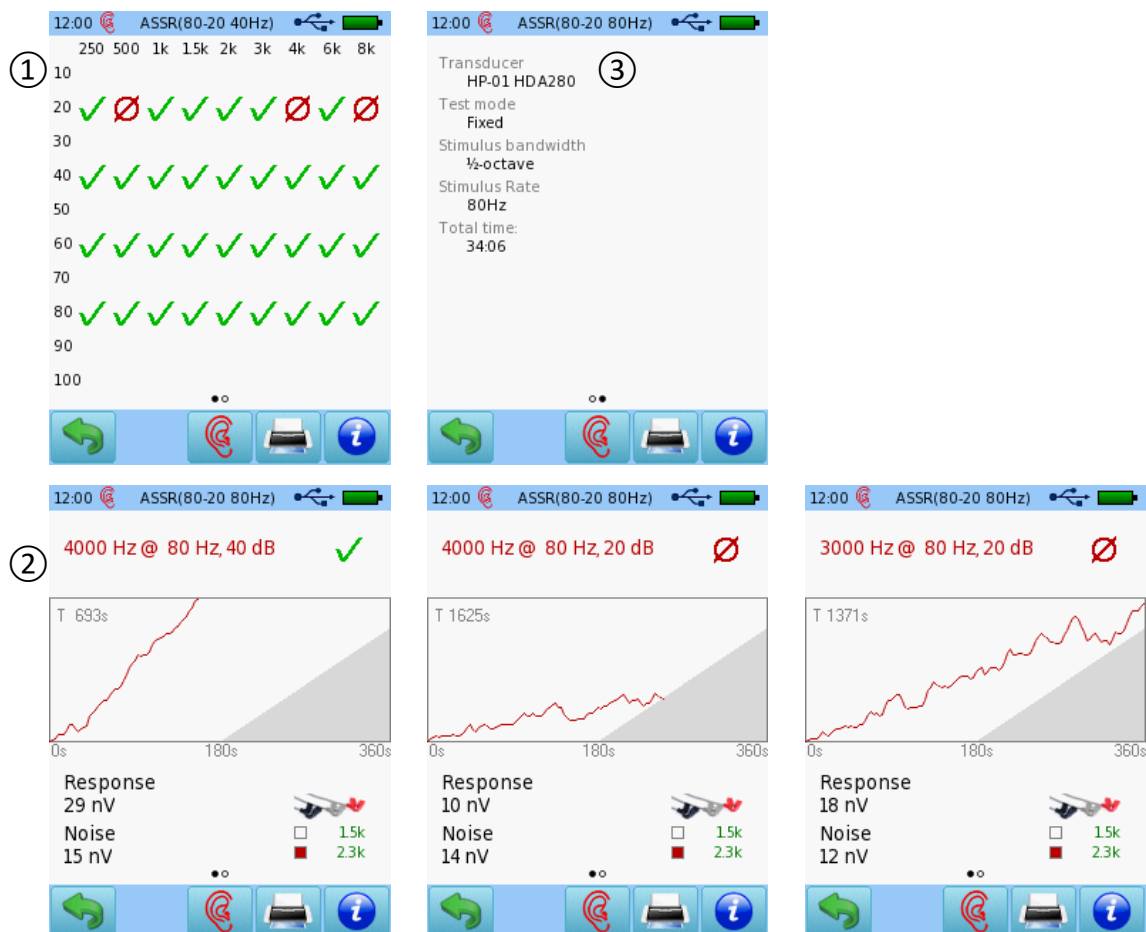
Rys 62: Pomiar ASSR (u góry - jednuszny pomiar 40 Hz ASSR; u góry po lewej - standardowy ekran pomiaru; u góry po prawej - ekran pomiaru z wykresem szumu EEG; u dołu - dwuszny pomiar ASSR 80 Hz; u dołu po lewej - standardowy ekran pomiaru; dolny środkowy - pomiń / zatrzymaj wybór; prawy dolny róg - status pomiaru i macierz wyników)

Algorytm odpowiedzi statystycznej oparty jest na teście Magnitude Squared Coherence (Dobie i Wilson, 1989) i określa, czy odpowiedź jest obecna, czy nie. Algorytm wykrywania odpowiedzi porównuje średni kwadrat (= moc) uśrednionego kształtu fali z sumą średnich kwadratów pojedynczych przebiegów i oblicza wynik. Prawidłowa odpowiedź jest wykrywana po uśrednieniu minimum 45 sekund i zostanie osiągnięty wynik detekcji 4 (co odpowiada poziomowi istotności - 5%). Oznacza to, że siła średniej zbiorczej musi być czterokrotnie wyższa niż suma z pojedynczych przebiegów.

Po zakończeniu testu wyświetlany jest wynik ASSR (patrz Rys 63 dla ogólnych widoków wyników ASSR i Rys 64 dla widoku wyników audiogramów specyficznych dla progu ASSR). Dla wszystkich pomiarów ASSR dostępne są trzy ekrany. Macierz stanu odpowiedzi ① pokazuje status odpowiedzi dla każdej testowanej kombinacji częstotliwość / poziom, tj. czy odpowiedź jest poprawna (zielony znaczek wyboru), nieważna (czerwony $\emptyset$) lub niezdefiniowana / nieukończona (szary $\emptyset$). Po naciśnięciu dowolnego symbolu statusu odpowiedzi wyświetlane są powiązane z nią szczegółowe informacje ②, w tym informacje o częstotliwości, poziomie, częstości bodźca i statusie odpowiedzi (w górnej części ekranu). Poniżej pokazany jest wykres ważności statystycznej odpowiednio w kolorze czerwonym (prawe ucho) lub niebieskim (lewe ucho). Na Rys 63 można zobaczyć trzy typowe przykłady odpowiedzi

(u dołu po lewej: poprawna odpowiedź - wykres ważności trafia na górę ramki przed osiągnięciem maksymalnego czasu pomiaru; na dole po środku: nieprawidłowa

odpowiedź – wykres ważności zawiera się w szarym trójkącie w ramce; u dołu po prawej: nieprawidłowa odpowiedź - upłynął limit czasu bez otrzymania prawidłowej odpowiedzi). Na dole wyświetlana jest amplituda odpowiedzi, amplituda szumu i impedancja elektrod. Możesz powrócić do matrycy stanu odpowiedzi, naciskając ekran lub przycisk *wstecz*. Ekran informacji ogólnych ③ pokazuje zastosowany przetwornik, konfigurację testu (tryb testu, szerokość pasma bodźca, częstota bodźca) oraz całkowity czas pomiaru.

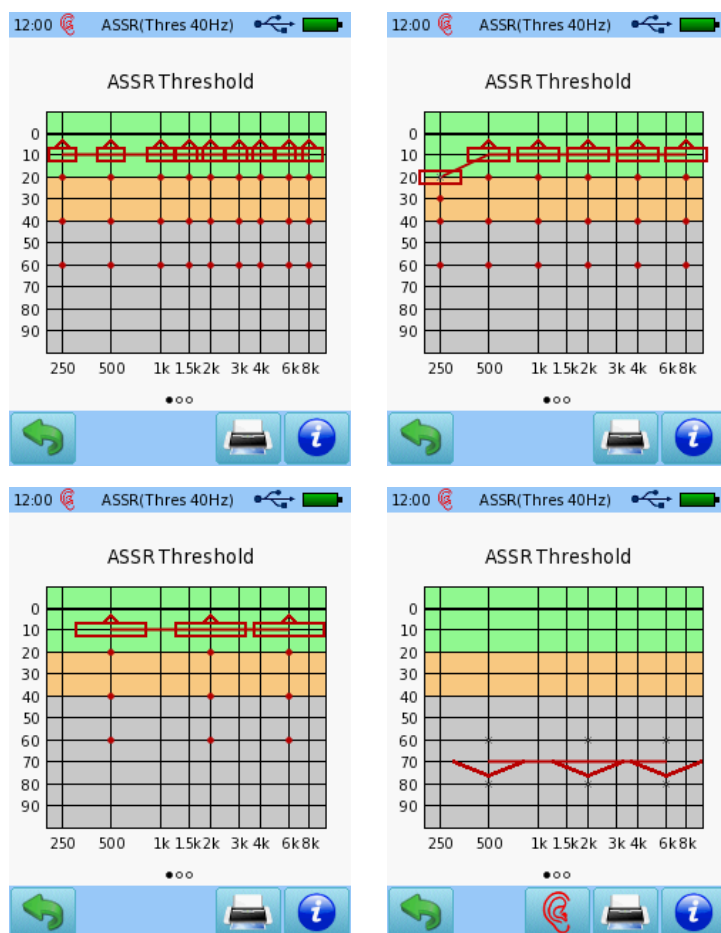


Rys 63: Wynik ASSR (u góry po lewej - matryca statusu odpowiedzi; u góry po prawej - ogólne informacje na temat testu; na dole - szczegółowe informacje o odpowiedzi dla prawidłowych i nieprawidłowych odpowiedzi).

W celu zapewnienia odpowiednich warunków pomiaru szum resztkowy powinien wynosić mniej niż 20 nV po czasie uśredniania 360 s. Wraz ze wzrostem czasu uśredniania, szum resztkowy zmniejsza się i na odwrót, tj. jeśli szybko wykryje się prawidłową odpowiedź ASSR, oczekuje się, że pojawi się wyższy szum.

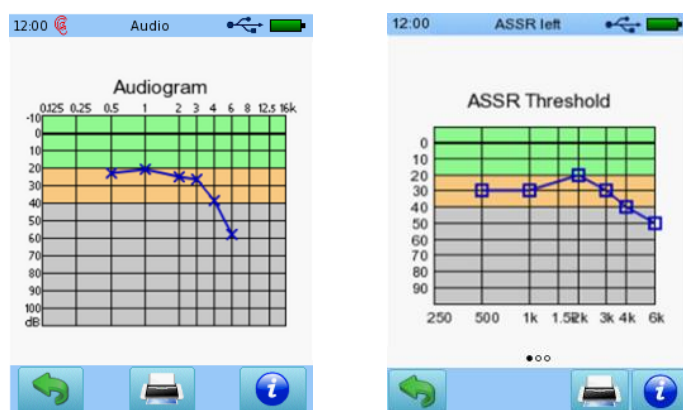
Dla progu ASSR dostępny jest dodatkowy audiogram ASSR (patrz Rys 64). Pokazuje on szacowane progi ASSR, które uzyskuje się przez odjęcie ustalonego empirycznie przesunięcia (korekty) od najniższego poziomu bodźca, przy którym wykryto prawidłową odpowiedź ASSR (Rosner, 2013a). Progi są wyświetlane w kolorze czerwonym (prawe ucho) lub niebieskim (lewe ucho). Szerokość symbolu odpowiada skonfigurowanej szerokości pasma bodźca. Symbol *strzałki w górę* przy symbolu

progu oznacza, że próg jest równy lub lepszy od pokazanego progu. Symbol *strzałki w dół* oznacza, że próg przekracza poziom, na którym wyświetlany jest ten symbol. Przesuwając palec od prawej do lewej strony na ekranie audiogramu, wyświetlana jest matryca odpowiedzi (patrz Rys 63).



Rys 64: Wynik progu ASSR (u góry po lewej - szerokość pasma bodźca 1/2 oktawy; u góry po prawej - szerokość pasma bodźca oktawowego; na dole - szerokość pasma bodźca dwuoktawowego).

Poniższe przykłady (patrz Rys 65) pokazują, że ASSR są w stanie odpowiednio oszacować progi behawioralne. Związek między progami słyszenia oszacowanymi na podstawie pomiarów ASSR a behawioralnym progiem słyszenia został zbadany przez różne grupy badawcze (np. Dimitrijevic i in., 2002, Ahn i in., 2007).





Rys 65: Przykłady przypadków ASSR (lewy górny / dolny - progi behawioralne uzyskane w audiometrii tonalnej; prawy górny - progi ASSR; prawy dolny - macierz stanu odpowiedzi ASSR)

LITERATURA

- Ahn JH, Lee HS, Kim YJ, Yoon TH, Chung JW (2007): Comparing pure-tone audiometry and auditory steady state response for the measurement of hearing loss, *Otolaryngology – Head and Neck Surgery* 136, p. 966-971
- Dimitrijevic A, John MS, van Roon P, Purcell DW, Adamonis J, Ostroff J, Nedzelski JM, Picton TW (2002): Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses, *Journal of the American Academy of Audiology* 13, p. 205-224.
- Dobie RA, Wilson MJ (1989): Analysis of auditory evoked potentials by magnitude squared coherence, *Ear and Hearing* 10, p. 2-13.
- Elberling C, Don M, Cebulla M, Stürzebecher E (2007): Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. *Journal of the Acoustical Society of America* 122, p. 2772-2785
- Galambos R, Makeig S, Talmachoff PJ (1981): A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 78, p. 2643-2647.
- Herdmann AT, Lins O, van Roon P, Stapells DR, Scherg M, Picton TW (2002): Intracerebral sources of human auditory steady-state responses, *Brain Topography* 15, p. 69-86.
- Herdman AT, Stapells DR (2003): Auditory steady state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairment, *International Journal of Audiology* 42, p. 237-248.
- John MS, Lins OG, Boucher BL, Picton TW (1998): Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters, *Audiology* 37, p. 59-82.
- John MS, Dimitrijevic A, van Roon P, Picton TW (2001): Multiple auditory steady-state responses to AM and FM stimuli, *Audiology and Neurotology* 6, p. 12-27.
- Levi EC, Folsom RC, Dobie RA (1993): Amplitude-modulation following response (AMFR): effects of modulation rate, carrier frequency, age, and state, *Hearing Research* 68, p. 42-52.
- Lins OG, Picton TW (1995): Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 96, p. 420-432.
- Lodwig A (2015): Multi-Stimulus suppression in DPOAE vs. ASSR, IERASG presentation.
- Lodwig A (2017): Multi-Rate Spread Spectrum ASSR, IERASG presentation.
- Lodwig A, Rosner T (2016): Frequenzspezifische ASSR mit multiplen, nicht-konstanten Reizraten (in German: frequency-specific ASSR with multiple, non-constant stimulus rates), AGERA presentation.
- Mäkelä JP, Hari R (1987): Evidence for cortical origin of the 40 Hz auditory evoked response in man, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 66, p. 539-546.

- Pantev C, Roberts LE, Elbert T, Ross B, Wienbruch C (1996): Tonotopic organization of the sources of human auditory steady-state responses, *Hearing Research* 101, p. 62-74.
- Picton TW, Skinner CR, Champagne SC, Kellett AJ, Maiste AC (1987): Potentials evoked by the sinusoidal modulation of the amplitude or frequency of a tone, *Journal of the Acoustical Society of America* 82, p. 165-178.
- Picton TW, Dimitrijevic A, John MS, van Roon P (2001): The use of phase in the detection of auditory steady-state responses, *Clinical Neurophysiology* 112, p. 1698-1711.
- Picton TW, John MS, Dimitrijevic A, Purcell D (2003): Human auditory steady-state responses, *International Journal of Audiology* 42, p. 177-219.
- Rodriguez R, Picton T, Linden D, Hamel G, Laframboise G (1986): Human auditory steady state responses: effects of intensity and frequency, *Ear and Hearing* 7, p. 300-313.
- Rosner T (2011): Zeitoptimierte Hörschwellenbestimmung mit otoakustischen Emissionen und auditorischen Potentialen (in German: Time-optimised threshold determination with otoacoustic emissions and auditory potentials), dissertation, Technische Universität München.
- Rosner T (2013a): Chirp-evozierte ASSR mit einem Handgerät (in German: Chirp evoked ASSR on a handheld device), AGERA annual meeting.
- Rosner T (2013b): Chirp evoked ASSR on a handheld device, IERASG annual meeting.
- Ross B, Draganova R, Picton TW, Pantev C (2003): Frequency specificity of 40-Hz auditory steady-state responses, *Hearing Research* 186, p. 57-68.
- Stapells DR, Makeig S, Galambos R (1987): Auditory steady-state responses: threshold prediction using phase coherence, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 67, p. 260-270.
- Van Maanen A, Stapells DR (2005): Comparison of multiple auditory steady-state responses (80 versus 40 Hz) and slow cortical potentials for threshold estimation in hearing-impaired adults, *International Journal of Audiology* 44, p. 613-624.

3.2.8 Elektrokocholeografia (ECochG)

Elektrokocholeografia (ECochG) rejestruje aktywność nerwową ślimaka i nerwu przedsionkowo-ślimakowego za pomocą elektrody bliskiego pola umieszczonej w przewodzie słuchowym lub spoczywającej na powierzchni błony bębenkowej (badanie ekstratympanalne) lub za pomocą elektrody igłowej, która perforuje błonę bębenkową i spoczywa na promontorium (badanie transtympanalne). Ze względu na inwazyjny charakter badania transtympanalnego, ta technika pomiaru ma tylko ograniczone zastosowania i zwykle preferuje się zapisywanie ekstratympanalne. Typowy montaż elektrod obejmuje umieszczenie elektrody głęboko w przewodzie słuchowym (lub na błonie bębenkowej; elektroda rejestrująca), elektrody powierzchniowej przymocowanej do przeciwległego płatka ucha lub wyrostka sutkowego (elektroda odniesienia) oraz elektrody powierzchniowej przymocowanej do policzka (elektroda uziemiająca). Impedancja może być stosunkowo wysoka dla elektrod w przewodzie słuchowym, co może powodować słabe równoważenie impedancji elektrod, a zatem może powodować mniej wydajne odrzucanie w trybie wspólnym i mniejsze tłumienie szumów EEG. Ponadto amplituda i stosunek sygnału do szumu (SNR) zarejestrowanych potencjałów zależy od głębokości wstawienia elektrody do przewodu słuchowego, tj. im głębiej, tym wyższe amplitudy i niższy SNR. Możliwe jest również zastosowanie elektrody powierzchniowej przymocowanej do ipsilateralnego płatka ucha lub wyrostka sutkowego jako elektrody rejestrującej. Jednak ten montaż elektrody zwykle ma bardzo zmniejszone amplitudy i dlatego nie jest zalecany. Zasadniczo przy stosowaniu ekstratympanalnej elektrody rejestrującej konieczne jest wydłużone uśrednianie sygnału, aby uzyskać odpowiednie i wiarygodne odpowiedzi.

Następujące potencjały można zarejestrować i można je z grubsza przydzielić do następujących miejsc generacji: (1) potencjał mikrofoniczny ślimaka (CM): zewnętrzne komórki rzęsaty, (2) potencjał sumacyjny (SP): błona podstawna i (3) potencjał czynnościowy (AP): nerw przedsionkowo-ślimakowy. Potencjał czynnościowy, w tym jego główny składnik N1, jest zwykle najbardziej widocznym pikiem zarejestrowanej odpowiedzi i zwykle jest zdominowany przez aktywność włókien nerwowych zakrętu podstawnego. N1 praktycznie odpowiada fali I z pomiaru ABR. Potencjał sumacyjny i potencjał czynnościowy można zwiększyć, sumując reakcje na stymulacje o polaryzacji dodatniej i ujemnej. Potencjał mikrofoniczny ślimaka przypomina przebieg fali bodźca, szczególnie przy niskim lub średnim poziomie bodźca, i dlatego można go łatwo pomylić z artefaktami bodźca. Co więcej, potencjał mikrofoniczny ślimaka może być objęty artefaktem bodźca podczas korzystania z elektrod ekstratympanalnych. Potencjał mikrofoniczny ślimaka jest tłumiony przez stymulację ze zmienną polaryzacją. Widoczność potencjału mikrofonicznego poprawia się, odejmując reakcje na polaryzację dodatnią od odpowiedzi uzyskanych z polaryzacją ujemną.

Jako bodziec zwykle stosuje się serię kliknięć lub tonów. Opóźnienie odpowiedzi wynosi około 1 do 3 ms. Potencjalne opóźnienia działania rosną wraz ze spadkiem poziomu bodźca, odzwierciedlając malejący udział podstawnych obszarów ślimaka. Z drugiej strony latencje potencjału mikrofonicznego i sumacyjnego są raczej niezależne od poziomu natężenia bodźca. Amplitudy składowych rosną wraz ze wzrostem poziomu bodźca. Potencjał sumacyjny wykazuje wyraźne nasycenie przy wysokich poziomach bodźca. Zwłaszcza amplituda potencjału czynnościowego maleje wraz ze wzrostem częstotliwości bodźca. W pomiarach ECochG zwykle nie stosuje się maskowania, gdyż zarejestrowane potencjały są potencjałami bliskiego pola, które są największe w pobliżu elektrody rejestrującej.

Potencjalne zastosowania kliniczne obejmują określenie progów słyszenia, identyfikację i monitorowanie choroby Menière'a (wodniak błędnika) lub wodniaka śródchłonki oraz monitorowanie

śródooperacyjne. Należy jednak pamiętać, że ustalanie progu słyszenia za pomocą ECoChG (szczególnie gdy jest rejestrowane za pomocą elektrody ekstatympanalnej) nie jest tak wiarygodne jak ustalanie progu słyszenia za pomocą ABR.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz *ECoChG* z ekranu wyboru modułu. Jeśli licencja obejmuje więcej niż jeden test *AEP*, *ECoChG* można znaleźć w sekcji *AEP*. Wybierz ustawienie, które chcesz wykonać. W razie potrzeby zmień parametry (np. poziom bodźca, częstość podawania bodźca) lub w razie potrzeby zmień nazwę.

Przed rozpoczęciem testu Pacjent powinien zostać poinstruowany o procedurze testowej. Aby zmniejszyć artefakty mięśniowe, Pacjent powinien być spokojny i całkowicie zrelaksowany, leżąc wygodnie na rozkładanym fotelu lub łóżku. W przypadku niemowląt spróbuj wykonać test podczas snu lub sedacji, jeśli zostało to zatwierdzone medycznie. Aby ograniczyć artefakty środowiskowe, należy przeprowadzić pomiar w pomieszczeniu o niskim promieniowaniu elektromagnetycznym, tj. w osłoniętej elektrycznie metalowej kabinie lub w innym pomieszczeniu bez włączonych urządzeń elektrycznych (np. komputer, światło fluoroscencyjne, telefon komórkowy, transformator mocy) w pobliżu sprzętu pomiarowego. Ekranowany przewód elektrod może również pomóc w zmniejszeniu szumu elektromagnetycznego. Zaleca się ekranowaną akustycznie kabinę lub ciche pomieszczenie, jeśli ECoChG jest stosowany do wyznaczania progu przy niskich poziomach ciśnienia akustycznego.

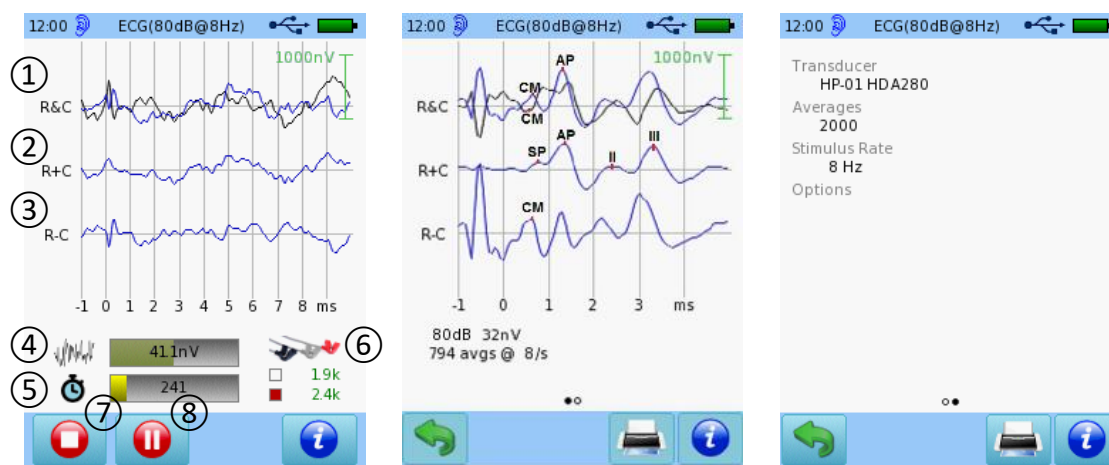
Upewnij się, że prawidłowy przetwornik (np. słuchawki nauszne lub douszne, sonda douszna) i kabel elektrody są podłączone i że oba kable są oddzielone od siebie w celu zmniejszenia przesłuchu z przetwornika. Upewnij się, że skóra jest czysta w miejscach przyłączenia elektrod powierzchniowych (odniesienia, uziemienia). W celu uzyskania dalszych instrukcji dotyczących przygotowania skóry, umiejscowienia elektrody i impedancji, patrz *ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE* w punkcie *3.2.6: Słuchowe potencjały wywołane z pnia mózgu (ABR)*. Wybierz odpowiednią elektrodę rejestrującą umieść ją w przewodzie słuchowym. Więcej informacji na temat montażu elektrod i aspektów dotyczących wyboru elektrod znajduje się w początkowym akapicie sekcji ECoChG.

Po wybraniu ucha do testu rozpoczyna się pomiar impedancji elektrod. Obie impedancje muszą być odpowiednie do wykonania pomiaru. Więcej informacji na temat pomiaru impedancji znajduje się w części *ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE* w rozdziale *3.2.6: Słuchowe potencjały wywołane z pnia mózgu (ABR)*. Po udanym pomiarze impedancji elektrody można rozpocząć test, naciskając przycisk odtwarzania. Bodziec ECoChG jest prezentowany przez przetwornik, a odpowiedź jest wykrywana przez elektrody. Podczas pomiaru monitorowana jest impedancja elektrod. W przypadku, gdy co najmniej jedna impedancja stanie się zbyt wysoka (np. elektroda odkleja się), test zostaje automatycznie przerwany. Test można kontynuować tylko wtedy, gdy impedancja elektrody wróci do dopuszczalnych wartości.

Podczas pomiaru na ekranie wyświetlane są następujące informacje (patrz Rys 66):

Przebiegi ECoChG są pokazane dla skonfigurowanego poziomu i częstotliwości bodźca na trzech wykresach: odpowiedzi z bodźców o polaryzacji dodatniej i ujemnej pokazane razem na jednym wykresie ①, odpowiedzi z bodźców o polaryzacji dodatniej i ujemnej dodane w celu uzyskania pojedynczego zapisu ② oraz odpowiedzi z bodźców o polaryzacji dodatniej i ujemnej odjęte od siebie, by uzyskać pojedynczy zapis różnicowy ③. Testowany przebieg jest wyświetlany w kolorze czerwonym (prawe ucho) lub niebieskim (lewe ucho).

Podczas pomiaru ECoChG pasek szumu EEG ④ reprezentuje szum biologiczny i zewnętrzny, który jest wskaźnikiem wiarygodności warunków pomiaru. Przy dobrych warunkach pomiaru pasek szumu EEG powinien pozostać zielony. Wraz ze wzrostem szumu EEG pasek stopniowo zmienia kolor na żółty i czerwony, co wskazuje, że artefakty biologiczne i zewnętrzne mogą być zbyt wysokie, tj. Pacjent może nie być wystarczająco spokojny i zrelaksowany (np. rusza się zbyt intensywnie, przełyka, zaciska zęby) lub promieniowanie elektromagnetyczne może być zbyt wyraźne. Po naciśnięciu paska szumu EEG wyświetlany jest wykres szumu EEG. Można powrócić do widoku paska szumu EEG, naciskając wykres. Pasek postępu ⑤ pokazuje postęp pomiaru. Pomiar jest zakończony, gdy pasek napelni się, tzn. osiągnięta zostanie liczba uśrednień zdefiniowana przez użytkownika. Impedancja elektrod ⑥ jest regularnie aktualizowana podczas pomiaru, a pomiar jest wstrzymywany, jeśli impedancja staje się zbyt wysoka. Test można wstrzymać ręcznie ⑦ lub przerwać ⑧.



Rys 66: Pomiar ECoChG (po lewej) i wynik (w środku, po prawej)

Po zakończeniu testu wyświetlany jest wynik ECoChG (patrz Rys 66). Rejestracje ECoChG są ponownie wyświetlane na trzech wykresach („rozrzedzenie” - R i „kondensacja” – C osobno, „rozrzedzenie” plus „kondensacja”, „rozrzedzenie” minus „kondensacja”), jak wyjaśniono powyżej. Poniżej wykresu wyświetlane są dodatkowe informacje o teście, np. poziom bodźca, poziom szumu resztkowego, liczba uśrednień i częstość bodźca. Przesuwając palcem po osi czasu, możesz dostosować rozdzielczość osi czasu. Przesuwając palcem od prawej do lewej na ekranie wyników, możesz przejść do ekranu wyników ogólnych, który przedstawia informacje o używanym przetworniku i ustawieniach (liczba uśrednień, częstość bodźca i inne opcje testu). W celu zapewnienia odpowiednich warunków pomiaru, szum resztkowy powinien wynosić <100 nV po 2000 uśrednień. Wraz ze wzrostem średnich poziom szumu zmniejsza się.

LITERATURA

- American Speech-Language-Hearing Association (1987): Short latency auditory evoked potentials, online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.
- Eggermont JJ (1974): Basic Principles For Electrocochleography, Acta Oto-Laryngologica, 77: Sup. 316, p. 7-16.
- Ferraro JA (2010): Electrocochleography: A Review of Recording Approaches, Clinical Applications, and New Findings in Adults and Children, Journal of the American Academy of Audiology 21, p. 145–152.
- Sohmer H, Feinmesser M (1973): Routine Use Of Electrocochleography (Cochlear Audiometry) On Human Subjects, Audiology, 12:3, p. 167-173.

3.2.9 Miogenne przedsionkowe potencjały wywołane (VEMP)

METODOLOGIA

Przedsionkowy miogeny potencjał wywołany (VEMP) to odruch mięśniowy o krótkim utajeniu, wywołany przez narządy otolityczne, które odgrywają główną rolę w określaniu orientacji przestrzennej, równowagi statycznej i przyspieszenia liniowego głowy. W przedsionku ucha wewnętrznego znajdują się dwa narządy otolityczne: łagiewka i woreczek. Mają one trójwarstwową strukturę; zgrubiały nabłonek czuciowy zwany plamką (plamką woreczka i plamką łagiewki - utworzony przez szereg komórek rzęsatych z komórkami podporowymi), warstwę galaretowatą i błonę kamyczkową, na której powierzchni znajdują się kamyczki błędnikowe, zwane otokoniami lub otolitami - zbudowane z węglanu wapnia. Są znacznie cięższe od warstwy galaretowatej i powodują przesuwanie się błony względem nabłonka czuciowego pod wpływem grawitacji lub przyspieszenia liniowego. Ten ruch ścinający przemieszcza wiązki rzęsek (stereocilia i kinocilium) i wywołuje potencjały receptorowe w komórkach rzęsatych narządu przedsionkowego. Orientacja wiązek rzęsek odpowiada zatem kierunkowi przyspieszenia, które ma zostać wykryte. Łagiewka jest zorientowana poziomo i wykrywa głównie ruchy głowy w płaszczyźnie poziomej (przyspieszenia liniowe poziome, tj. zgięcie boczne i rotacja głowy). Worek jest zorientowany stosunkowo pionowo i wykrywa głównie ruch pionowy (przyspieszenia liniowe pionowe, tj. siła grawitacji, zgięcie/wyprost głowy). Tym samym należy uznać, że budowa narządów otolitowych umożliwia im wyczuwanie zarówno przemieszczeń statycznych, spowodowanych przechyleniem głowy względem osi grawitacyjnej, jak i przejściowych przyspieszeń spowodowanych ruchem całego ciała.

Dysfunkcje przedsionkowe wynikają z zaburzeń różnych obszarów wzdłuż drogi przedsionkowej. Wystąpienie zapalenia nerwu przedsionkowego, nerwiaka przedsionkowego, stwardnienia rozsianego, otosklerozy lub choroby Meniere'a można rozpoznać przez osłabienie lub brak odpowiedzi VEMP. Ponadto, podobne zaburzenia może dawać przetoka kanału półkolistego górnego (SSCD) lub inaczej „trzecie okno” błędnika (ubytek części kostnej na kanale półkolistym górnym). To zaburzenie polegające na nieprawidłowym ujściu do przedniego kanału półkolistego układu przedsionkowego, spowodowane rozchodzeniem się kości przylegającej do kanału półkolistego tworzy kolejną drogę stymulacji słuchowej do układu przedsionkowego. Powoduje to wzrost ciśnienia wewnątrz błędnika, a dalej zawroty głowy, nadwrażliwość reakcji przedsionkowych i obniżony próg słuchu (Welgampola i in., 2003).

Chociaż VEMP jest odruchem przedsionkowym, może być wywołany bodźcami akustycznymi - słuchowymi (Rosengren i Colebatch, 2018; Rosengren i in., 2019). Reakcję inionową wynikającą ze skurczu mięśni szyi (stymulacja akustyczna w okolicy mięśni podpotylicznych) zaobserwowano u osób z ubytkiem słuchu, ale nie występowała ona u osób z dysfunkcją przedsionkową (Bickford i in., 1964). Szczególny typ neuronów przedsionkowych, zwany „neuronami nieregularnymi”, został aktywowany przez stymulację akustyczną o niskiej częstotliwości (McCue i Guinan, 1994). Otolitowe włókna aferentne mogą być wrażliwe na dźwięk przenoszony drogą powietrzną (AC) i mogą pochodzić zarówno z woreczka lub łagiewki (Curthoys i in., 2012), dostrajając się do dźwięku o częstotliwościach od 500 do 3000 Hz (Curthoys i in., 2016). Oprócz stymulacji dźwiękiem na drodze powietrznej, do rejestracji VEMP wykorzystuje się także wibracje przenoszone przez kości (BC), (Sheykholslami i in., 2000; Welgampola i in., 2003; McEnerney i Burkard, 2011), szczególnie w celu uzyskania silniejszych odpowiedzi oVEMP, niż te wywołane bodźcami na drodze przewodnictwa powietrznego (Rosengren i in., 2011).

W badaniach naukowych określono projekcje nerwowe narządów otolitowych (woreczka i łagiewki) do szeregu grup mięśni. Do oceny klinicznej szczególnie interesujące są dwie główne projekcje, do mięśnia mostkowo-obojczykowo-sutkowego (SCM; sternocleidomastoid muscle) i mięśni zewnątrzgałkowych (EOM; extraocular muscles) szczególnie mięśnia skośnego dolnego (IOM; inferior oblique muscle). Każdy z tych potencjałów miogennych odzwierciedla głównie jeden z dwóch odrębnych narządów otolitowych, woreczek i łagiewkę (Curthoys i in., 2018). Pomiary potencjałów miogennych mięśnia SCM i mięśnia ocznego EOM nazywane są odpowiednio VEMP szyjnym (cVEMP) i VEMP ocznym (oVEMP) i dostarczają przydatnych informacji do diagnostyki klinicznej, jak opisano poniżej.

cVEMP ocenia funkcję woreczka i nerwów przedsionkowych dolnych, obserwując potencjały miogenne mięśnia mostkowo-obojczykowo-sutkowego po tej samej stronie (Curthoys, 2010). Do pomiaru powszechnie wykorzystuje się bodziec akustyczny (np. impuls tonalny o okresie narastania-plateau-opadania wynoszący 2-1-2 lub 2-2-2 przy 95 dB nHL; Rosengren i in., 2009; Curthoys i in., 2016). Normalna odpowiedź z woreczka wykazuje dostrojenie częstotliwości, ze zwiększoną amplitudą szczytową przy 500 Hz do 1 kHz (Young i in., 1977), dlatego jako standardowy bodziec często stosuje się impuls tonalny o częstotliwości 500 Hz (Długaiczek, 2020). Strojenie częstotliwości można jednak zmienić w przypadku chorób ucha wewnętrznego, takich jak choroba Meniere’a, gdy strojenie zostaje przesunięte do 1 kHz lub więcej (Rauch i in., 2004; Sandhu i in., 2012; Taylor i in., 2012; Winters i in. in., 2012). Ponieważ odruchy z mięśnia mostkowo-obojczykowo-sutkowego są reakcją hamującą, mięsień powinien być skurczony (napięty) podczas rejestrowania potencjałów miogennych, zwykle poprzez podniesienie i odwrócenie głowy Pacjenta od stymulowanego ucha. Typowe miejsca montażu (trzech) elektrod to mięsień mostkowo-obojczykowo-sutkowy SCM po tej samej stronie, staw mostkowo-obojczykowy oraz podbródek lub mostek. cVEMP zazwyczaj wykazuje reakcję w postaci fali dwufazowej, dodatni szczyt po około 13 ms (określany jako p1 lub p13) i ujemny pik po około 23 ms (określany jako n1 lub n23) po rozpoczęciu bodźca.

oVEMP reprezentuje funkcję łagiewki, w formie potencjałów miogennych mięśnia skośnego dolnego oka, który jest połączony z dolną częścią gałki ocznej (Rosengren i in., 2005). Aktywowane nerwy przedsionkowe górne są rzutowane na przeciwległy mięsień skośny, co wywołuje pobudzający odruch przedsionkowy. Do klinicznego testu oVEMP wykorzystuje się bodźce akustyczne (np. impuls tonu 500 Hz przy 95 dB nHL, Kantner i Gürkov, 2014) lub bodźce wibracyjne BC (Rosengren i in., 2011). Elektrode rejestrującą mocuje się na skórze pokrywającej mięsień skośny przeciwległy, a elektrodę odniesienia zwykle umieszcza się dalej (1–2 cm) poniżej elektrody rejestrującej (Todd i in., 2007; Iwasaki i in., 2007). Elektrode uziemiającą można umieścić na brodzie lub mostku. Aby uzyskać maksymalną skuteczność odpowiedzi, Pacjent jest instruowany, aby podczas pomiaru patrzył w górę pod kątem około 35 stopni (Kantner i Gürkov, 2014). oVEMP wywołuje reakcję dwufazową, w której zazwyczaj obserwuje się ujemny pik przy około 10 ms (określany jako n1 lub n10) i kolejny dodatni pik przy około 15 ms (określany jako p1 lub p15). Amplituda międzyszczytowa jest zwykle mniejsza niż obserwowana w cVEMP.

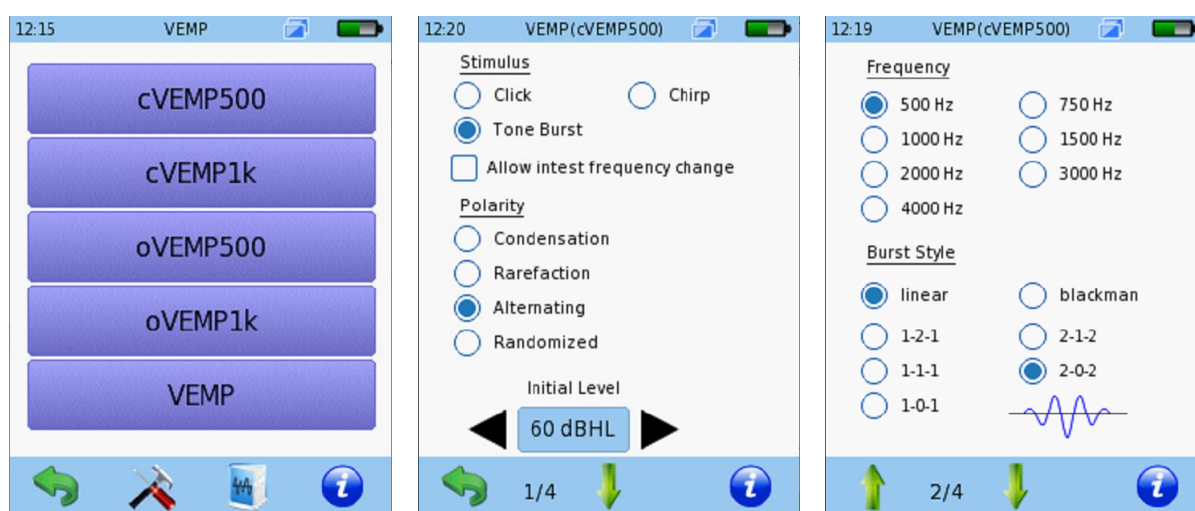
W obu typach testów VEMP amplituda między pikami, opóźnienia każdego pików i próg odpowiedzi szczytowej są oceniane głównie na potrzeby oceny klinicznej. Ponadto różnica amplitud szczytowych między lewą i prawą stroną jest oceniana jako ważny parametr VEMP. Na dysfunkcje przedsionkowe może wskazywać obustronne niedopasowanie amplitudy większe niż 36% w cVEMP (Young i in., 2002) lub 33% w oVEMP (Piker i in., 2011). W przypadku testu cVEMP, w którym mierzone są odpowiedzi hamujące, wielkość amplitudy międzyszczytowej jest proporcjonalna do aktywności elektromiograficznej tła (EMG) zarejestrowanych mięśni (Colebatch i in., 1994; Rosengren, 2015), w

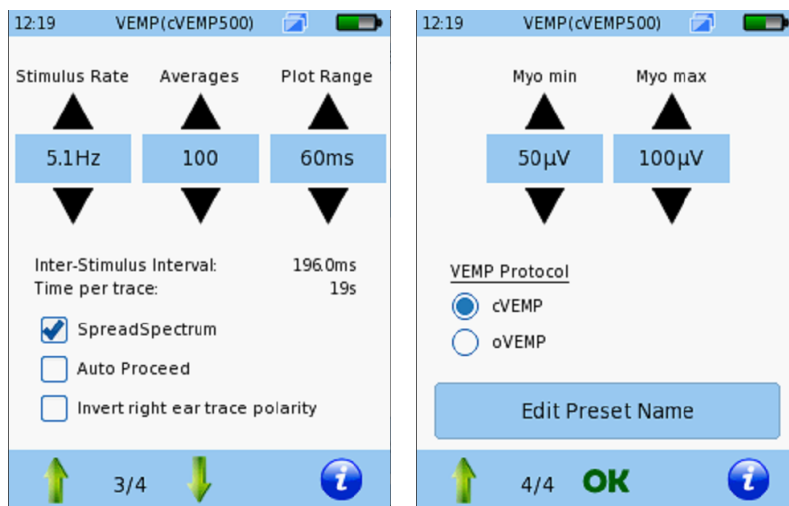
związku z czym przeprowadza się normalizację za pomocą aktywność elektromiograficznej EMG, która jest kluczowa dla oceny bilateralnych odpowiedzi z obu przedsionków. Można to osiągnąć poprzez rejestrowanie aktywności EMG tła przed bodźcem w każdym okresie stymulacji i skalowanie każdej odpowiedzi cVEMP w odniesieniu do odpowiedniej odpowiedzi EMG (McCaslin i Jacobson, 2014).

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Przewodzeniowy ubytek słuchu może sprawić, że wartości szczytowe VEMP będą niewykrywalne. Dlatego zdecydowanie zaleca się wykonanie badania audiometrycznego i badania ucha środkowego przed badaniem VEMP.

Wybierz VEMP na ekranie wyboru modułu. Jeśli licencjonowanych jest więcej niż jeden test potencjałów wywołanych AEP, VEMP można znaleźć w sekcji AEP. Wybierz ustawienie wstępne, które chcesz wykonać. Jeśli to konieczne, zmień parametry (np. typ bodźca, zmianę częstotliwości w trakcie testu, polaryzację bodźca, początkowy poziom bodźca, częstotliwość bodźca, częstotliwość bodźca, bramkowanie bodźca, liczbę uśrednień odpowiedzi, zakres skalowania wykresu odpowiedzi, widmo rozproszone, automatyczne kontynuowanie, odwrócenie polaryzacji odpowiedzi dla prawego ucha, zakres rejestracji potencjałów miogennych i protokół badania VEMP) oraz wstępnie ustawioną nazwę zgodnie z wymaganiami.





Rys 67: Parametry ustawień VEMP (kolejno od góry: wybór wstępnych ustawień, typ bodźca, zmianę częstotliwości w trakcie testu, polaryzację bodźca, początkowy poziom bodźca, częstotliwość bodźca, częstotliwość bodźca, bramkowanie bodźca, liczbę uśrednień odpowiedzi, zakres skalowania wykresu odpowiedzi, widmo rozproszone, automatyczne kontynuowanie, odwrócenie polaryzacji odpowiedzi dla prawego ucha, zakres rejestracji potencjałów miogennych i protokół badania VEMP)

Poniżej przedstawiono i opisano różne opcje parametrów i możliwe zastosowania:

Typ bodźca:

- Bodziec impulsowy tonalny; najczęściej stosowany w testach cVEMP i oVEMP. Zdrowe włókna aferentne doprowadzające informacje z narządu przedsionkowego wykazują strojenie częstotliwościowe, wykazując największe reakcje przy pobudzeniu bodźcem o częstotliwości około 500 Hz do 1 kHz. Szczyt strojenia ma tendencję do przesuwania się w kierunku wyższych częstotliwości wraz z wiekiem i stanami patologicznymi przedsionka. Różne protokoły VEMP pokazują również różne preferowane częstotliwości, przy czym częstotliwość wyższa niż 500 Hz zapewnia większe odpowiedzi w oVEMP. Ponadto niektóre choroby ucha wewnętrznego, takie jak choroba Meniere'a, często powodują największe reakcje przy częstotliwości 1 kHz lub wyższej.
- Klik (trzask) o krótkim czasie narastania, stymuluje szeroki zakres częstotliwości i uważa się, że wywołuje silniejsze reakcje niż impulsy tonalne. Dlatego też klik/trzask został użyty jako konwencjonalny bodziec w początkowym teście cVEMP do celów przesiewowych. Ostatnie badania sugerują jednak, że impuls dźwiękowy o częstotliwości 500 Hz wywołuje większe reakcje. Również ze względu na brak specyficzności częstotliwościowej niektórych dysfunkcji przedsionkowych, które wpływają na dostrojenie częstotliwości odpowiedzi VEMP, takich jak np. choroba Meniere'a, funkcji przedsionkowych nie należy ocenić za pomocą bodźca typu klik/trzask.
- Chirp (tj. bodziec postępujący o rosnącej częstotliwości) teoretycznie kompensuje różnicę czasu tonotopowych reakcji słuchowych i wywołuje większą amplitudę odpowiedzi niż bodziec typu klik. Jednak nadal nie jest jasne, czy 'chirp' wywołuje również większe reakcje w narządach przedsionkowych, ponieważ nie ma jednoznacznych dowodów na to, że otolity są ułożone w sposób tonotopowy. Niewiele jest danych na temat wąskopasmowych bodźców typu 'chirp', ale istnieją sugestie, że mogą one stanowić realną alternatywę dla bodźców impulsowych tonalnych. Potrzeba jednak więcej danych w tej kwestii.

Zezwalaj na zmianę częstotliwości w trakcie testu:

- Ta opcja jest dostępna tylko w przypadku zastosowania tonalnego bodźca impulsowego. Jeśli jest wybrany, można wówczas skonfigurować częstotliwość impulsów tonalnych oraz poziom bodźca dla każdego pomiaru w ramach testu.

Polaryzacja bodźca:

- Zmienna polaryzacja pomaga zredukować artefakty bodźcowe generowane przez sam przetwornik.
- Polaryzacja ujemna („rozrzedzenie” - rarefaction) i polaryzacja dodatnia („kondensacja” - condensation) zapewniają bardziej ostre odpowiedzi i wyraźniejszy szczyt. Mogą dawać wyższe amplitudy szczytowe. „Kondensacja” powoduje większą amplitudę odpowiedzi niż „rozrzedzenie” w oVEMP. W normalnych warunkach testowania zaleca się stosowanie pojedynczej polaryzacji.

Poziom początkowy:

- Parametr, który umożliwia skonfigurowanie poziomu początkowego bodźca. Maksymalny poziom początkowy zależy od specyfikacji podłączonego przetwornika. Poziomy bodźców podawane są w dB nHL, tj. w odniesieniu do progu słyszenia grupy Pacjentów prawidłowo słyszących, który jest zdefiniowany jako 0 dB nHL. Poziom bodźca pomiarów w ramach testu można skonfigurować przed rozpoczęciem każdego pomiaru. Możliwe jest także wielokrotne pomiary tego samego poziomu bodźca.

Częstotliwość:

- Jeśli jako bodziec testowy wybrano impuls tonalny, można skonfigurować częstotliwość impulsu. Jeśli włączona jest opcja „zezwól na zmianę częstotliwości w teście”, częstotliwość bodźca można również skonfigurować na początku każdego pomiaru. Pacjenci z prawidłowymi funkcjami przedsionkowymi zazwyczaj wykazują największą reakcję na impuls dźwiękowy o częstotliwości 500 Hz, dlatego też 500 Hz jest zwykle pierwszym wyborem. Preferowana częstotliwość może się jednak różnić w zależności od wieku Pacjenta i protokołu badania. Użyj także wyższych częstotliwości, jeśli impuls tonalny o częstotliwości 500 Hz zapewnia słabą reakcję.

Obwiednia bodźców:

- Filtr bodźców można skonfigurować jako filtr liniowy lub filtr Blackmana.
- Można skonfigurować cykle wzrostu, plateau i spadku bodźca. Wraz ze wzrostem liczby każdego okresu zwiększa się również całkowity czas trwania bodźca. Gwałtowna stymulacja, taka jak konfiguracja 1-1-1, wywołuje bardziej synchroniczne aktywności neuronowe, a tym samym zapewni większe odpowiedzi, podczas gdy dłuższe cykle, takie jak konfiguracja 2-1-2, dają większą specyficzność częstotliwościową. Ponieważ strojenie częstotliwości w VEMP dostarcza przydatnych informacji do diagnozowania chorób ucha wewnętrznego (np. choroby Meniere’a), zaleca się konfigurację 2-1-2. oVEMP daje krótsze opóźnienia pików w porównaniu do tych obserwowanych w cVEMP, a piki te mogą być zniekształcone artefaktem bodźca, gdy używany jest bodziec o dłuższym cyklu. W takim przypadku należy zmniejszyć liczbę cykli.

Częstość bodźca:

- Silne odpowiedzi VEMP można uzyskać przy 5 bodźcach na sekundę, pamiętając iż amplituda szczytowa maleje wraz ze wzrostem częstości podawania bodźca. Częstość 10 bodźców na sekundę nadal wywołuje wyraźne wartości szczytowe. Chociaż wydłużenie latencji odpowiedzi

p1 i n1 wraz ze wzrostem częstości bodźców jest nadal dyskusyjne, niektóre doniesienia naukowe pokazują, że częstość 10 bodźców na sekundę nie zapewnia znaczącego przesunięcia szczytów p1 i n1 w porównaniu z szybkością stymulacji równą 5 bodźców na sekundę. Aby uzyskać najlepszą wydajność, należy wybrać 5 bodźców na sekundę. Aby skrócić czas trwania badania i tym samym zmniejszyć dyskomfort Pacjenta, można wybrać 10 bodźców na sekundę. Naciskając pole częstości bodźca, można wprowadzić zdefiniowaną częstotliwość bodźca. Wynikowy odstęp między kolejnymi bodźcami jest wyświetlany na ekranie ustawień.

Uśrednianie (ilość uśrednień):

- Konfiguruje liczbę odpowiedzi, które mają zostać zmierzone i uśrednione dla jednego pomiaru VEMP. Odpowiedni czas pomiaru dla każdego pomiaru jest wyświetlany na ekranie ustawień. Wraz ze wzrostem liczby uśrednień zwiększa się również czas trwania testu. Ponieważ zarówno cVEMP, jak i oVEMP wymagają skurczu mięśni Pacjenta podczas pomiaru (tj. odpowiednio uniesienia i obrócenia szyi oraz spojrzenia w górę), pożądanym jest krótszy czas trwania badania, aby uniknąć artefaktów miogennych. Powszechnie stosowana liczba uśrednień wynosi od 100 do 200, w oparciu o charakterystykę VEMP, zgodnie z którą odpowiedzi są solidne, a pozycje szczytów i amplitudy szybko się stabilizują.

Zakres wyświetlania na wykresie:

- Wyświetlane są uśrednione przebiegi czasowe zarejestrowanych potencjałów VEMP w funkcji czasu.

Spektrum/widmo rozproszone:

- Jeśli tryb widma rozproszonego jest aktywowany, częstotliwość bodźca jest nieznacznie zmieniana, aby zredukować wpływ zakłóceń elektrycznych zsynchronizowanych z częstotliwością bodźca. Zmniejsza to również ryzyko osłabienia reakcji w wyniku ewentualnej adaptacji. Aktywacja tej opcji jest zawsze zalecana.

Automatyczne kontynuowanie:

- Jeśli jest aktywowane, rejestracja jednego pomiaru automatycznie rozpoczyna rejestrację następnego pomiaru, bez monitorowania o następną konfigurację bodźca.

Odwróć polaryzację ścieżki prawego ucha:

- Po włączeniu polaryzacja reakcji prawego ucha jest odwrócona w stosunku do reakcji lewego ucha. Należy go aktywować, jeśli elektrody czerwona i biała zostaną umieszczone symetrycznie podczas kolejnych badań obustronnych.

Miogenny Min./Maks.:

- Umożliwia skonfigurowanie zakresu aktywności EMG podczas pomiaru. Pomiar tła / szumu EMG jest wymagane w cVEMP, gdzie odruch przedsionkowy jest hamującym potencjałem wywołanym. Domyślne zakresy to 50 – 100 μ V dla cVEMP i 2 – 10 μ V dla oVEMP. Test zostaje wstrzymany, gdy aktywność miogenna wykracza poza skonfigurowany zakres i jest automatycznie wznawiany, gdy aktywność miogenna powróci do skonfigurowanego zakresu.

Protokół VEMP:

- Dostępne są dwa protokoły VEMP: cVEMP i oVEMP. Wybierając jedną z nich, przed badaniem wyświetlany jest odpowiedni obraz montażu elektrod.

Przed rozpoczęciem badania należy poinstruować Pacjenta o sposobie wykonywania badania. Jeśli ma zostać wykonany test cVEMP, należy ocenić kurczliwość mięśnia mostkowo-obojęzyczkowo-sutkowego

Pacjenta i problemy z kręgosłupem szyjnym. Aby zredukować artefakty mięśniowe, Pacjent powinien być spokojny i w pełni zrelaksowany, leżąc wygodnie na fotelu lub łóżku. W celu ograniczenia artefaktów środowiskowych pomiar należy przeprowadzać w pomieszczeniu o niskim promieniowaniu elektromagnetycznym w bliskiej odległości od sprzętu pomiarowego, tj. w elektrycznie ekranowanej metalowej kabinie lub w innym pomieszczeniu, w którym nie są podłączone urządzenia elektryczne (np. komputer, oświetlenie, telefon, telefon komórkowy czy transformator zasilający).

Ponieważ do wywołania reakcji VEMP wymagane są bodźce akustyczne o wysokim natężeniu, użytkownicy muszą przed badaniem upewnić się, że bodziec jest prawidłowo skalibrowany. Ponadto należy starannie dobrać poziom bodźca, aby Pacjent nie odczuł subiektywnego dyskomfortu związanego z głośnością, ani tym bardziej nie doznał uszkodzeń słuchu. Jeśli używany jest przewodnik kostny, poziom bodźca powinien być niższy w porównaniu do bodźca przewodzonego powietrzem.

Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (np. słuchawki, wkładka douszna lub przewodnik kostny) i kabel elektrody. Upewnij się, że skóra w miejscach przeznaczonych do umieszczenia elektrod jest czysta. Jeśli to konieczne, dokładnie oczyść skórę (np. za pomocą żelu do przygotowania skóry), aby usunąć brud, sebum i powierzchniowy martwy naskórek. Wybierz odpowiednie elektrody i przymocuj je do skóry Pacjenta. W celu poprawy przewodności warstwy naskórkowej na styk elektrody można nałożyć żel elektrolitowy, co skutecznie zwiększa powierzchnię czynną elektrody. Przymocuj zaciski przewodów pomiarowych do właściwej elektrody. Elektrody biała i czerwona to elektrody rejestrujące, elektroda czarna to elektroda uziemiająca. Nie umieszczaj elektrody uziemiającej w pobliżu serca, aby uniknąć indukowania i wyłapywania fal elektrokardiograficznych (EKG). Istnieje kilka możliwości umieszczenia elektrod. Położenie elektrod wpływa na morfologię przebiegu, amplitudę szczytową i opóźnienie.

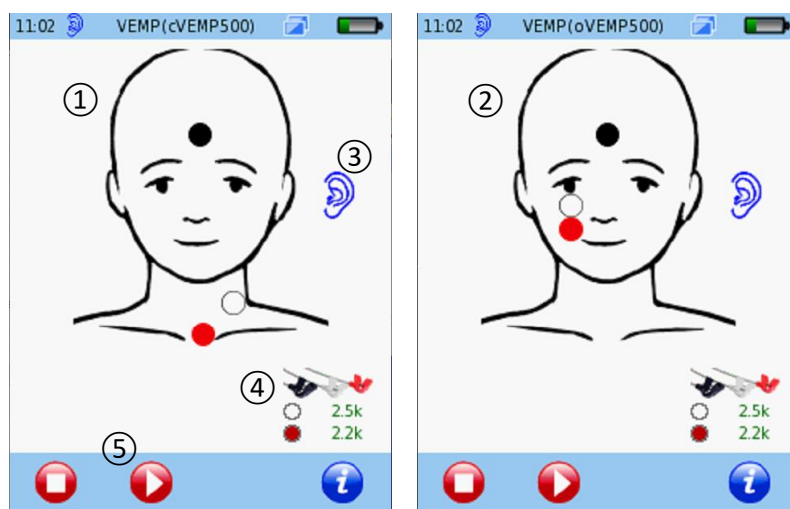
Wybierz ucho testowe. Na wyświetlaczu urządzenia wyświetlana jest ilustracja montażu elektrody w zależności od typu badania (tj. cVEMP ① lub oVEMP ②). Ucho testowe jest oznaczone czerwoną (prawą) lub niebieską (lewą) ikoną ③.

- montaż elektrod dla cVEMP: białą elektrodę umieszcza się w górnej jednej trzeciej długości mięśnia mostkowo-obojczykowo-sutkowego (SCM) po stronie badanej. Czerwoną elektrodę umieszcza się w stawie mostkowo-obojczykowym. Czarną elektrodę umieszcza się na czole. Alternatywnie, białą i czerwoną elektrodę można przymocować odpowiednio do górnej jednej trzeciej lewego i prawego mięśnia SCM (montaż symetryczny w przypadku badań obustronnych).
- montaż elektrod dla oVEMP: białą elektrodę mocuje się bocznie do linii środkowej (tj. nieco na zewnątrz w stosunku do źrenicy) dolnej powieki po stronie przeciwnej do strony testowej. Czerwoną elektrodę mocuje się 1-2 cm pod białą elektrodą w linii środkowej (tj. bezpośrednio pod źrenicą). Czarną elektrodę umieszcza się na czole. Alternatywnie elektrody białą i czerwoną można zamocować odpowiednio pod prawym i lewym okiem (montaż symetryczny w przypadku badań obustronnych).

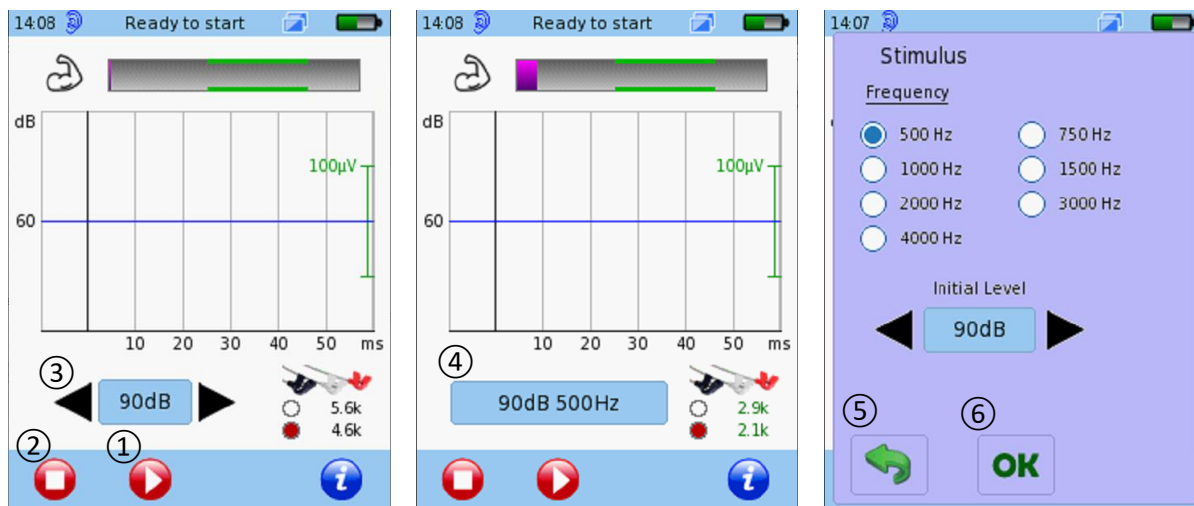
Elektrody muszą być rozmieszczone ostrożnie, ponieważ niewielkie przesunięcie położenia elektrod spowoduje radykalną zmianę struktury rejestrowanych potencjałów w obu typach testu VEMP. Elektrode czarną (masę) można zamontować także na brodzie, nosie lub policzku. W przypadku testów dwustronnych ważne jest symetryczne rozmieszczenie elektrod, aby uzyskać porównywalne wyniki. Montaż symetryczny nie wymaga przemieszczania elektrod podczas kolejnych badań obustronnych,

dzięki czemu oszczędza czas badania i zmniejsza dyskomfort Pacjenta, chociaż można uzyskać mniejsze amplitudy szczytowe niż przy montażu standardowy.

Badanie rozpoczyna się od pomiaru impedancji elektrod (patrz Rys 68). Impedancja elektrod zależy od materiału elektrody i powierzchni, z którą się styka. Impedancja jest pokazana odpowiednio dla elektrody czerwonej i białej w porównaniu z elektrodą czarną ④. Test VEMP można rozpocząć, naciskając przycisk odtwarzania ⑤, jeśli impedancje są poniżej 6 k Ω , a różnica między impedancją elektrody czerwonej i białej jest mniejsza niż 3 k Ω . Jeżeli przez jakiś czas nie naciśniesz przycisku odtwarzania, pojawi się komunikat przypominający o rozpoczęciu pomiaru poprzez naciśnięcie przycisku odtwarzania. W menu ustawień ogólnych AEP, możliwe jest skonfigurowanie automatycznego rozpoczęcia testu VEMP po udostępnieniu odpowiednich impedancji. Ekran gotowości do testu zostanie wówczas automatycznie wyświetlony, jeśli impedancje są poniżej 4 k Ω , a różnica impedancji jest mniejsza niż 2 k Ω . Jednakże w niektórych przypadkach uzyskanie tych impedancji może nie być możliwe (np. u małych dzieci oczyszczenie skóry może nie być trudne lub niemożliwe, ponieważ dziecko obudzi się podczas pocierania skóry) i należy wykonać test VEMP pomimo nieidealnych warunków badania. W takich przypadkach przycisk „przełącz do przodu” pojawia się, jeśli impedancje są poniżej 12 k Ω , a różnica impedancji jest mniejsza niż 6 k Ω . Jeżeli impedancje są gorsze, test VEMP nie jest możliwy. Jeżeli impedancja jest zbyt wysoka, sprawdź kabel elektrody (patrz PRAKTYCZNE ZASTOSOWANIE w rozdziale 3.2.5: *Słuchowe potencjały wywołane – zarys ogólny*) i oczyść skórę, użyj żelu przewodzącego i odczekaj kilka minut, aż żel wniknie w skórę.



Rys 68: pomiar impedancji VEMP wraz z rozmieszczeniem elektrod koresponduje z wybranym testem (po lewej: cVEMP; po prawej: oVEMP; w bu przypadkach testowane lewe ucho). Przykład obrazuje prawidłowe impedancje.



Rys 69: ekran VEMP przed rozpoczęciem badania po lewej: możliwość zmiany częstotliwości nieaktywna; środek: możliwa zmiana częstotliwości bodźca; po prawej: ekran ustawień poziomu i częstotliwości

Po pomyślnym pomiarze impedancji elektrody można przejść do ekranu gotowości do testu (Rys 69) naciskając przycisk odtwarzania ① (lub przewijania). Możesz rozpocząć pomiar VEMP, naciskając przycisk odtwarzania ① lub zakończyć test, naciskając przycisk stop ②. Na ekranie gotowości do testu można zmieniać poziom bodźca, naciskając strzałki zmiany poziomu ③. Jeśli włączona jest opcja zmiany częstotliwości w trakcie testu, zamiast tego wyświetlany jest przycisk konfiguracji poziomu częstotliwości ④. Po naciśnięciu przycisku konfiguracji otwiera się ekran konfiguracji poziomu i częstotliwości. Z ekranu ustawień można wyjść, cofając się ⑤ (bez zapisywania zmian) lub przyciskiem OK ⑥ (zapisując zmiany).

Przed pomiarem poproś Pacjenta, aby przyjął następującą pozycję testową. Ponadto, w przypadku:

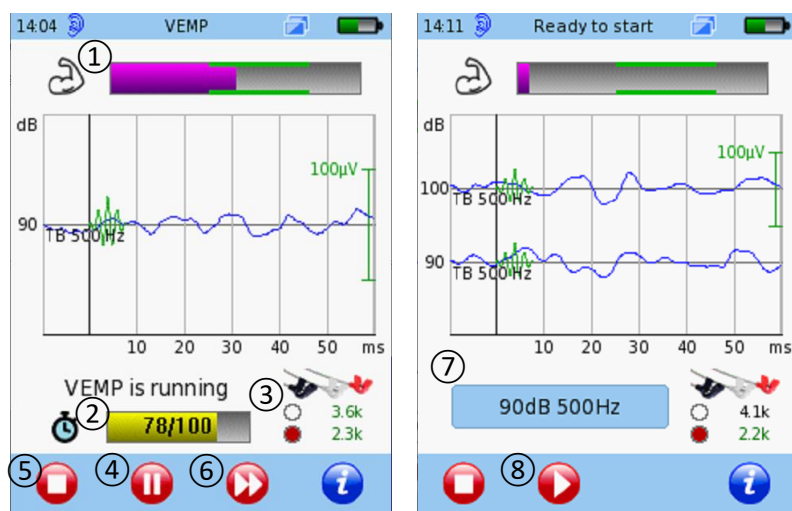
- **cVEMP**, sprawdź stan odcinka szyjnego kręgosłupa Pacjenta, aby upewnić się, że Pacjent może utrzymać odpowiedni skurcz mięśnia mostkowo-obojczykowo-sutkowego (SCM), nie powodując bólu ani dyskomfortu. Poproś Pacjenta, aby lekko unioś głowę z pozycji spoczynkowej, a następnie odwrócił ją od strony ucha stymulującego pod kątem $\geq 45^\circ$ (tj. skręcając szyję), aby wywołać skurcz mięśnia SCM. Pacjenta należy poinstruować, aby podczas badania utrzymywał stałą pozycję głowy.
- **oVEMP**, należy poinstruować Pacjenta, aby podczas badania patrzył w górę. Poproś Pacjenta, aby wykonał spojrzenie $\sim 35^\circ$ w górę, utrzymując głowę w pozycji spoczynkowej.

Bodziec VEMP jest prezentowany przez przetwornik, a odpowiedź jest wykrywana za pomocą przewodu elektrody. Podczas pomiaru monitorowana jest impedancja elektrody oraz potencjał EMG. W przypadku, gdy impedancja stanie się zbyt wysoka (np. odpadnie elektroda), test zostanie automatycznie przerwany. Pomiar jest również automatycznie przerywany, jeśli zaobserwowana aktywność EMG wykracza poza zakres określony przez użytkownika (np. nieprawidłowo zmieniono pozycję głowy Pacjenta lub kierunek jego spojrzenia). Badanie można kontynuować dopiero wtedy, gdy impedancje elektrod powrócą do dopuszczalnych wartości, a aktywność miogenna będzie mieściła się w określonym zakresie.

Podczas pomiaru VEMP na ekranie pojawiają się następujące informacje (patrz Rys 70):

Wykresy VEMP są wyświetlane dla każdego wybranego poziomu bodźca i częstotliwości. Na standardowym ekranie pomiarowym jednocześnie wyświetlanych jest maksymalnie osiem przebiegów czasowych. Aktualnie generowany przebieg czasowy VEMP jest pokazany w kolorze czerwonym (prawe ucho) lub niebieskim (lewe ucho). Zielony ślad wskazuje kształt przebiegu czasowego bodźca. Przesuwając palcem poziomo po osi czasu obszaru wykresu śladów VEMP, można dostosować skalę czasu. Przesuwając palcem pionowo po obszarze wykresu, można dostosować skalę amplitudy. Naciśnięcie powoduje wyświetlenie ekranu znacznika piku VEMP (opisanego w dalszej części, patrz Rys 71). Można powrócić do standardowego ekranu pomiaru, naciskając przycisk „wstecz”.

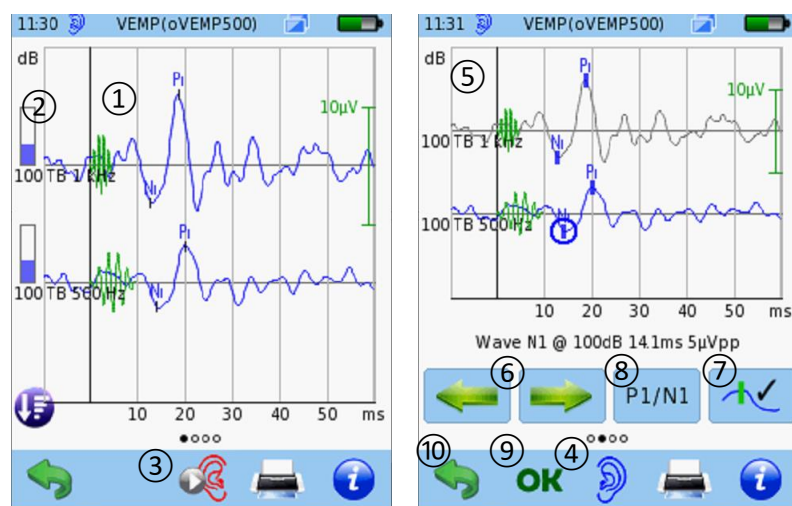
Pasek EMG ① przedstawia aktywność miogenną, która jest wskaźnikiem skurczu mięśni Pacjenta. Skonfigurowany prawidłowy zakres EMG jest oznaczony zielonymi liniami na pasku. Przy dobrych warunkach pomiaru pasek EMG powinien znajdować się w zielonym zakresie. EMG poza zielonym zakresem wskazuje, że skurcz mięśni może być zbyt słaby (np. niewystarczające skręcenie szyi) lub zbyt duży (np. poruszająca się, zaciśnięta szczęka/zęby, mrużące oczy). Stymulacja i pomiar zostaną wstrzymane, jeśli wartość EMG wyjdzie poza zielony zakres. Pasek postępu ② pokazuje postęp pomiaru na aktualnie aktywnym zapisie. Jeżeli słupek jest pełny, pomiar dla aktualnego przebiegu jest zakończony, czyli zostaje osiągnięta zdefiniowana przez użytkownika liczba uśrednień. Impedancja elektrody ③ jest regularnie aktualizowana podczas pomiaru i pomiar jest wstrzymywany, jeśli impedancja staje się zbyt wysoka. Test można wstrzymać ręcznie ④, kontynuować po przerwie, zatrzymać ⑤ lub pominąć ⑥. Test zostaje wstrzymany (tzn. powraca do trybu gotowości do uruchomienia) po zakończeniu każdego zapisu (Rys 70 po prawej). Poziom natężenia bodźca (i częstotliwość, jeśli w trakcie testu aktywowano zmianę częstotliwości) można regulować, naciskając przycisk poziomu/częstotliwości ⑦. Nowe zapis można rozpocząć z nowo skonfigurowanym poziomem i/lub częstotliwością, naciskając przycisk *odtwarzania* ⑧. W jednym teście VEMP można zarejestrować maksymalnie osiem przebiegów czasowych. Test zostaje zakończony po naciśnięciu przycisku *sto'* ⑤.

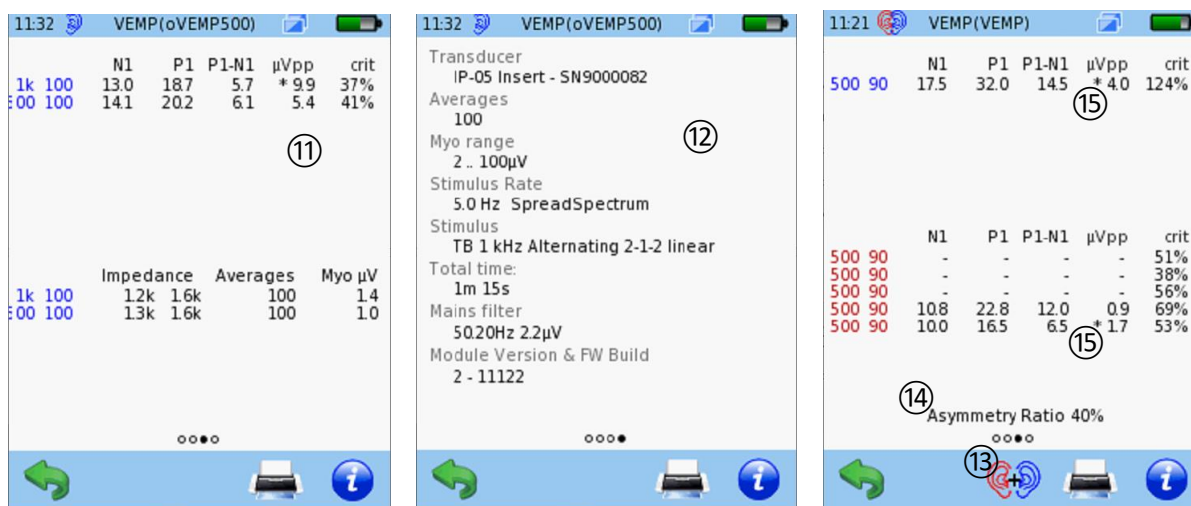


Rys 70: pomiar VEMP (po lewej: standardowy ekran pomiarowy z przebiegiem czasowym; po prawej: ekran 'ready-to-start')

Po zakończeniu testu wyświetlany jest wynik VEMP (patrz Rys 71). Zarejestrowane przebiegi czasowe VEMP ① są wyświetlane dla każdego poziomu bodźca i częstotliwości. Wykres słupkowy ② po lewej stronie każdego zapisu przedstawia ogólną aktywność EMG dla zapisu. Rozdzielczość osi amplitudy można zmienić przesuwając palcem w górę (przybliżenie) lub w dół (pomniejszenie) na ekranie wykresu

wyników. Przebiegi czasowe mogą być posortowane według czasu (kolejność testu) lub poziomu, a zapisy VEMP tego samego poziomu mogą być wyświetlane w formie uśrednionej lub mogą być nanoszone jeden na drugi w celu oceny powtarzalności odpowiedzi VEMP dla danego poziomu. Jeśli wybrano opcję zmiany częstotliwości w trakcie testu, dla każdej testowanej pary częstotliwość-poziom wyświetlane są poszczególne zapisy i można je sortować według częstotliwości. Jeśli badanie było wykonane monouralnie i druga strona nie została przetestowana, pojawi się przycisk ucha z ikoną odtwarzania ③. Naciskając ten przycisk można sprawdzić te same warunki w drugim uchu. Jeśli przetestowano obie strony, zamiast tego zostanie wyświetlony przycisk ucha bez ikony 'odtworzenia' ④, który reprezentuje aktualnie wybrane ucho. Naciskając ten przycisk, można przełączać wyświetlanie wyników od lewej do prawej. Rozdzielczość osi czasu można zmienić przesuwając palcem w prawo (przybliżenie) lub w lewo (pomniejszenie) na osi czasu na ekranie wyników. Użytkownik może regulować położenie znaczników P1 i N1 dla wartości szczytowych ⑤. Aktualnie aktywny znacznik jest oznaczony kółkiem. Na tym ekranie wyświetlane są maksymalnie trzy zapisy posortowane według poziomu bodźca (lub częstotliwości, jeśli aktywowano zmianę częstotliwości w trakcie badania). Aby przewinąć widok wykresu w górę lub w dół, wybierz dowolny znacznik odpowiednio górnego lub dolnego wykresu. Aktywny znacznik można przesuwać po wybranym zapisie za pomocą strzałek w prawo/lewo ⑥ i można go ustawić, naciskając przycisk ustawiania znacznika ⑦. Podczas przesuwania znacznika jest on szary. Po ustawieniu znacznika zmienia kolor na czerwony lub niebieski (odpowiednio dla prawego lub lewego ucha). Opóźnienie odpowiadające aktywnemu znacznikowi i wynikająca z tego amplituda międzyszczytowa jest pokazana jako wartość liczbową poniżej wykresu VEMP. Możesz wybrać, który znacznik (P1 lub N1) chcesz zmienić, naciskając przycisk wyboru znacznika szczytowego ⑧. Jeżeli jakkolwiek znacznik został zmieniony, w stopce pojawi się przycisk OK ⑨. Wychodząc z widoku wyników, wszelkie zmiany można zaakceptować naciskając przycisk OK ⑨ lub odrzucić naciskając przycisk 'wstecz' ⑩





Rys 71: ekran wyników VEMP (górny lewy: przebiegi czasowe z zaznaczonym szczytem P1/N1; górny prawy: ustawienia markerów; dolny lewy: dane pomiarowe; środek: główne parametry testu; dolny prawy: dane z pomiarów bilateralnych)

Przesuwając palcem od prawej do lewej strony ekranu wyników, możesz przejść do innych widoków wyników. Na dwóch ekranach prezentowane są wartości liczbowe latencji, interlatencji międzyszczytowych i amplitud międzyszczytowych wraz z innymi informacjami związanymi z testem (takimi jak impedancje, liczba uśrednień i potencjał miogenny przed bodźcem dla każdego zapisu VEMP) ⑪ oraz ogólne informacje o używanym przetworniku oraz ustawieniach (takich jak liczba uśrednień, zakres EMG, częstota bodźca, typ bodźca, opcje testu, całkowity czas badania, informacje o filtrze sieciowym oraz wersja modułu i oprogramowania sprzętowego) ⑫.

Jeżeli obie strony zostały przetestowane kolejno przy użyciu przycisku odtwarzania drugiego ucha ③, wyniki tych testów można wyświetlić na tym samym wyświetlaczu, naciskając wielokrotnie ikonę ucha ④, aż pojawi się ikona obu uszu ⑬. Jeśli dla obu uszu zastosowano te same warunki bodźca (typ bodźca, częstotliwość i poziom bodźca), a dla któregośkolwiek z zapisanych przebiegów w obu wynikach ustawiono znaczniki wartości szczytowych, współczynnik asymetrii ⑭ zostanie automatycznie obliczony i wyświetlony. Wskazuje to wielkość różnicy amplitud międzyszczytowych między obydwooma uszami. Jeżeli w teście dostępnych jest wiele amplitud międzyszczytowych (tj. w teście zapisano wiele przebiegów czasowych ze zdefiniowanymi wartościami szczytowymi), najwyższa wartość amplitudy międzyszczytowej dla danego bodźca, oznaczona gwiazdką ⑮, służy do obliczania współczynnika asymetrii.

Do interpretacji wyników VEMP można wziąć pod uwagę następujące przykłady przypadków:

- Normalny Pacjent: VEMP z bodźcami impulsowymi zazwyczaj wykazuje wartości szczytowe powyżej 80 dB HL, które szybko zanikają wraz ze spadkiem poziomu bodźca. Częstotliwość bodźca wynosząca 500 Hz zwykle wywołuje największe amplitudy P1 i N1. Amplitudy VEMP na ogół zmniejszają się wraz z wiekiem.
- Choroba Meniere'a: częstota bodźca wywołująca maksymalną amplitudę międzyszczytową zostaje przesunięta do wartości wyższej niż 500 Hz. Obserwuje się także podwyższony współczynnik asymetrii w cVEMP, zazwyczaj większy niż 35%.

- Zespół „trzeciego okna” (zespół przetoki kanału górnego): próg bodźca umożliwiający zarejestrowanie szczytów P1 i N1 obniża się ≥ 10 dB w stosunku do progu normalnego dla danego bodźca.
- Schwannoma przedsionkowa. Nnowotwory wywodzące się z nerwu przedsionkowego dolnego są związane z brakiem odpowiedzi VEMP. Pacjenci z nerwiakiem przedsionkowym mają małą odpowiedź cVEMP lub jej brak i/lub wykazują wysoki współczynnik asymetrii. Latencje szczytów P1 i N1 zwykle pozostają w normalnym zakresie, ale niektórzy Pacjenci z dużymi guzami wykazują istotne opóźnienia latencji.
- Zapalenie nerwu przedsionkowego: u około połowy Pacjentów występują nieprawidłowe odpowiedzi VEMP. Niektórzy Pacjenci z nieprawidłową odpowiedzią VEMP mają prawidłową odpowiedź w próbach kalorycznych.
- Stwardnienie rozsiane: latencje P1-N1 są wydłużone. Odpowiedzi VEMP nie występują u Pacjentów z uszkodzeniami pnia mózgu, takimi jak np. zespół Wallenberga.

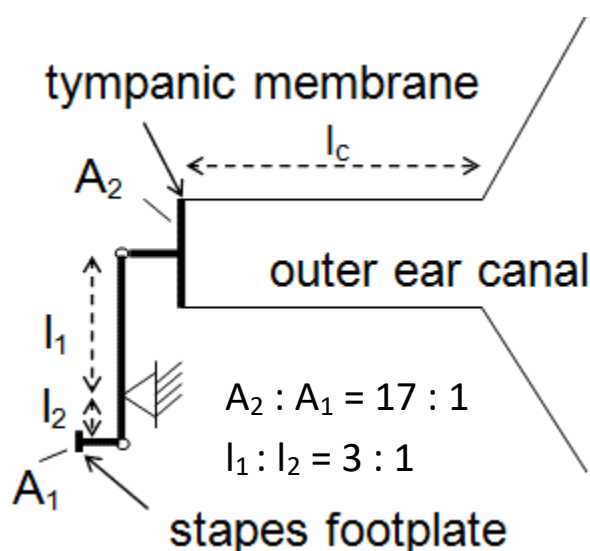
LITERATURA

- Bickford RG, Jacobson JL, Cody DTR (1964): Nature of average evoked potentials to sound and other stimuli in man, *Ann N Y Acad Sci* 112, p. 204–223.
- Colebatch JG, Halmagyi GM, Skuse NF (1994): Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex, *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 57, p. 190–197.
- Curthoys IS (2010): A critical review of the neurophysiological evidence underlying clinical vestibular testing using sound, vibration and galvanic stimuli, *Clin Neurophysiol* 121, p. 132–144.
- Curthoys IS, Vulovic V, Manzari L (2012): Ocular vestibular-evoked myogenic potential (oVEMP) to test utricular function: neural and oculomotor evidence, *Acta Otorhinolaryngol Ital* 32, p. 41–45.
- Curthoys IS, Vulovic V, Burgess AM, Sokolic L, Goonetilleke SC (2016): The response of guinea pig primary utricular and saccular irregular neurons to bone-conducted vibration (BCV) and air-conducted sound (ACS), *Hear Res* 331, p. 131–143.
- Curthoys IS, Grant JW, Burgess AM, Pastras CJ, Brown DJ, Manzari L. (2018): Otolithic Receptor Mechanisms for Vestibular-Evoked Myogenic Potentials: A Review, *Front Neurol* 9, p. 366.
- Długaiczek J (2020): Evidence-based diagnostic use of VEMPs: From neurophysiological principles to clinical application, *HNO* 68(Suppl 2), p. 69-78.
- Iwasaki S, McGarvie LA, Halmagyi GM, Burgess AM, Kim J, Colebatch JG, Curthoys IS (2007): Head taps evoke a crossed vestibulo-ocular reflex, *Neurology* 68, p. 1227–1229.
- Kantner C, Gürkov R (2014): The Effects of Commonly Used Upward Gaze Angles on Ocular Vestibular Evoked Myogenic Potentials, *Otology & Neurotology* 35(2), p. 289-293.
- McCaslin DL, Fowler A, Jacobson GP (2014): Amplitude normalization reduces cervical vestibular evoked myogenic potential (cVEMP) amplitude asymmetries in normal subjects: proof of concept, *J Am Acad Audiol* 25(3), p. 268–277.
- McCue MP, Guinan JJ Jr. (1994): Acoustically responsive fibers in the vestibular nerve of the cat, *J Neurosci* 14, p. 6058–6070.
- McNerney KM, Burkard RF (2011): The vestibular evoked myogenic potential (VEMP): air- versus bone-conducted stimuli, *Ear Hear* 32(6), p. e6-e15.
- Piker EG, Jacobson GP, McCaslin DL, Hood LJ (2011): Normal characteristics of the ocular vestibular evoked myogenic potential, *J Am Acad Audiol* 22(4), p. 222–230.
- Rauch SD, Zhou GW, Kujawa SG, Guinan JJ, Herrmann BS (2004): Vestibular-evoked myogenic potentials show altered tuning in patients with Meniere’s disease, *Otol Neurotol* 25(3), p. 333–338.

- Rosengren SM, McAngus Todd NP, Colebatch JG (2005): Vestibular-evoked extraocular potentials produced by stimulation with bone-conducted sound, *Clin Neurophysiol* 116, p. 1938–1948.
- Rosengren SM, Govender S, Colebatch JG. (2009): The relative effectiveness of different stimulus waveforms in evoking VEMPs: significance of stimulus energy and frequency, *J Vestib Res* 19(1-2), p. 33–40.
- Rosengren SM, Govender S, Colebatch JG. (2011): Ocular and cervical vestibular evoked myogenic potentials produced by air- and bone-conducted stimuli: comparative properties and effects of age, *Clin Neurophysiol.* 122(11), p. 2282-2289.
- Rosengren SM (2015): Effects of muscle contraction on cervical vestibular evoked myogenic potentials in normal subjects, *Clin Neurophysiol* 126(11), p. 2198–2206.
- Rosengren SM, Colebatch JG (2018): The Contributions of Vestibular Evoked Myogenic Potentials and Acoustic Vestibular Stimulation to Our Understanding of the Vestibular System, *Front Neurol* 9, p. 481.
- Rosengren SM, Colebatch JG, Young AS, Govender S, Welgampola MS (2019): Vestibular evoked myogenic potentials in practice: Methods, pitfalls and clinical applications, *Clin Neurophysiol Pract* 4, p. 47-68.
- Sandhu JS, Low R, Rea PA, Saunders NC (2012): Altered frequency dynamics of cervical and ocular vestibular evoked myogenic potentials in patients with Meniere’s disease, *Otol Neurotol* 33, p. 444–449.
- Sheykholeslami K, Murofushi T, Kermany MH, Kaga K (2000): Bone-conducted evoked myogenic potentials from the sternocleidomastoid muscle, *Acta Otolaryngol* 120(6), p. 731-734.
- Taylor RL, Zagami AS, Gibson WP, Black DA, Watson SR, Halmagyi MG, Welgampola MS (2012): Vestibular evoked myogenic potentials to sound and vibration: characteristics in vestibular migraine that enable separation from Meniere’s disease, *Cephalalgia* 32, p. 213–225.
- Todd NP, Rosengren SM, Aw ST, Colebatch JG (2007): Ocular vestibular evoked myogenic potentials (OVEMPs) produced by air- and bone-conducted sound, *Clin Neurophysiol* 118, p. 381–390.
- Welgampola MS, Rosengren SM, Halmagyi GM, Colebatch JG. (2003): Vestibular activation by bone conducted sound. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 74(6), p. 771–778.
- Winters SM, Berg ITB, Grolman W, Klis SFL (2012): Ocular vestibular evoked myogenic potentials: frequency tuning to air-conducted acoustic stimuli in healthy subjects and Meniere’s disease, *Audiol Neuro-Otol* 17, p. 12–19.
- Young ED, Fernandez C, Goldberg JM (1977): Responses of squirrel monkey vestibular neurons to audio-frequency sound and head vibration, *Acta Otolaryngol* 84(5–6), p. 352–360.
- Young YH, Wu CC, Wu CH (2002): Augmentation of vestibular evoked myogenic potentials: an indication for distended saccular hydrops, *Laryngoscope* 112(3), p. 509–512.

3.2.10 Audiometria impedancyjna – zarys ogólny

Biologiczną funkcją ucha środkowego jest minimalizowanie strat energii akustycznej, w sytuacji gdy dźwięk jest przenoszony z powietrza w zewnętrznym przewodzie słuchowym (niska gęstość) do płynu w uchu wewnętrznym (wysoka gęstość). Bez specyficznych właściwości ucha środkowego, około 99,9% energii dźwięku, z powodu różnicy gęstości ośrodków, byłoby odbijane w płynie ucha. Ucho środkowe poprawia zatem transmisję energii do ucha wewnętrznego poprzez zwiększenie ciśnienia akustycznego (patrz Rys 72). Wzrost ciśnienia akustycznego wynika z faktu, że powierzchnia błony bębenkowej jest siedemnaście razy większa niż powierzchnia podstawy strzemiączka, która jest ogniwem łączącym ucho środkowe i wewnętrzne w okienku owalnym. Wzrost ciśnienia akustycznego staje się wyraźny, gdy przyjrzymy się równaniu fizycznemu, które definiuje ciśnienie jako siłę podzieloną przez powierzchnię na którą ona działa ($p = F / A$). Zatem przy zmniejszonej powierzchni i tej samej sile ciśnienie wzrasta. Wzrost siły jest spowodowany różną długością młoteczka i kowadełka, zapewniając dźwigniowe działanie łańcucha kosteczek słuchowych (młoteczek, kowadełko i strzemiączko). Oba mechanizmy dają dopasowanie impedancji, które pozwala na transmisję do 60% energii dźwięku do ucha wewnętrznego przy około 1 do 3 kHz.



Rys 72: Schemat ucha środkowego. A_1 i A_2 to obszary podstawy strzemiączka i błony bębenkowej, l_1 i l_2 to długości ramion dźwigni młoteczka i kowadełka

Ucho środkowe może w razie potrzeby zwiększyć impedancję, aby zapewnić ochronę przed głośnymi dźwiękami. W przypadku dźwięku przekraczającego około 80 dB HL, aktywowany jest mięsień strzemiączkowy, co powoduje zwiększenie sztywności ucha środkowego. W konsekwencji energia przekazywana do ucha wewnętrznego maleje. Odruch strzemiączkowy jest aktywny zarówno przy pobudzeniu ipsilateralnym, jak i kontralateralnym.

Termin immitancja obejmuje impedancję (Z ; jednostka: om akustyczny) lub admitancję ($Y = 1 / \text{impedancja}$, jednostka: mho akustyczne) oraz ich pochodne. W odniesieniu do ucha środkowego impedancja określa oporność ucha środkowego w stosunku do przepływu energii akustycznej, natomiast admitancja określa ilość energii, która wpływa do ucha środkowego. W diagnostyce ucha środkowego zwykle ocenia się admitancję. Admitancję określa się na podstawie parametrów podatności ($= 1 / \text{sztywność}$, obciążenie sprężyny), masy oraz tarcia lub oporu. Matematycznie admitancja Y jest wartością zespoloną składającą się z konduktancji G (część rzeczywista) i susceptancji

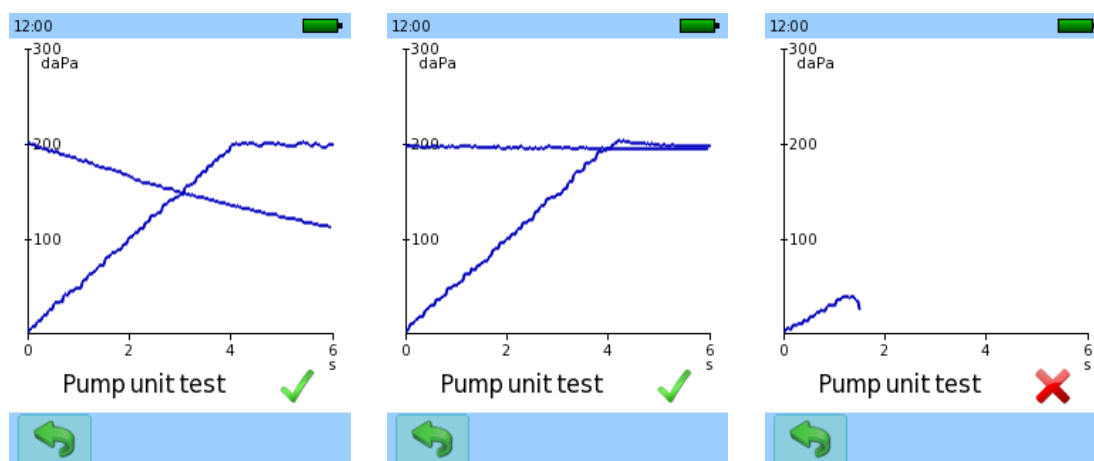
B (część urojona), tj. $Y = G + jB$. Tarcie wpływa na konduktancję, a podatność i masa wpływają na susceptancję. Konduktancja (tarcie) jest niezależna od częstotliwości, a susceptancja (podatność, masa) zależy od częstotliwości, przy czym susceptancja związana z opornością falową jest odwrotnie proporcjonalna do częstotliwości, a susceptancja związana z masą jest wprost proporcjonalna do częstotliwości. Wraz ze wzrostem częstotliwości całkowita susceptancja układu przechodzi od wartości dodatnich (wpływ sztywności) w kierunku 0 mmho (rezonans) do wartości ujemnych (wpływ masy). Częstotliwość rezonansowa jest wprost proporcjonalna do sztywności ucha środkowego, tj. wraz ze wzrostem sztywności częstotliwość rezonansu wzrasta (np. przy otosklerozie), i odwrotnie proporcjonalna do masy ucha środkowego, tj. wraz ze wzrostem masy częstotliwość rezonansowa maleje.

Typowy układ pomiarowy składa się z sondy usznej, którą należy szczelnie umieścić w przewodzie słuchowym zewnętrznym. Zawiera ona głośnik (emitujący sygnał bodźca), mikrofon monitorujący odpowiedź (tj. część bodźca odbijana od błony bębenkowej) oraz przewód komunikujący z pompą powietrza, służącą do generowania zmian ciśnienia powietrza w przewodzie słuchowym. Zmienne ciśnienie powietrza generowane jest przez urządzenie, do którego podłączona jest sonda uszna. Kalibracja impedancji jest zwykle przeprowadzana z zastosowaniem kilku komór testowych o różnych objętościach. komory testowe (sprężacze akustyczne) mają określoną ilość powietrza, dzięki czemu znana jest ich admitancja. Umożliwia to skalibrowanie urządzenia dla typowego zakresu admitancji akustycznych.

Audiometria impedancji określa współczynnik odbicia dźwięku od bębienka, a zatem może dostarczyć informacji o dysfunkcji ucha środkowego spowodowanej różnymi patologiami, w tym otosklerozą (wzrost sztywności), zapaleniem ucha środkowego (wzrost masy) i dysfunkcją trąbki słuchowej (spadek ciśnienia statycznego w jamie bębenkowej). Różne patologie mogą wiązać się z podobnymi tympanogramami (np. płaski tympanogram może wystąpić z powodu fiksacji młoteczka lub obecności wysięku w jamie bębenkowej), ale ta sama patologia u różnych Pacjentów lub o różnym przebiegu może nie skutkować identycznymi kształtami tympanogramu (np. tympanogram w wysięku ucha środkowego jest zależny na ilość płynu w jamie bębenkowej), więc może być konieczna dodatkowa diagnostyka. Tympanometria i testy odruchu strzemiączkowego nie mogą zostać sensownie wykonane przy perforowanej błonie bębenkowej (np. pourazowej lub przy zastosowaniu drenów transtympanalnych). Więcej informacji na temat tympanometrii, testów odruchu strzemiączkowego i testów funkcji trąbki Eustachiusza znajduje się odpowiednio w rozdziałach [3.2.11: Tympanometria](#), [3.2.12: Testy odruchu strzemiączkowego](#) i [3.2.13: Testy drożności trąbki Eustachiusza](#).

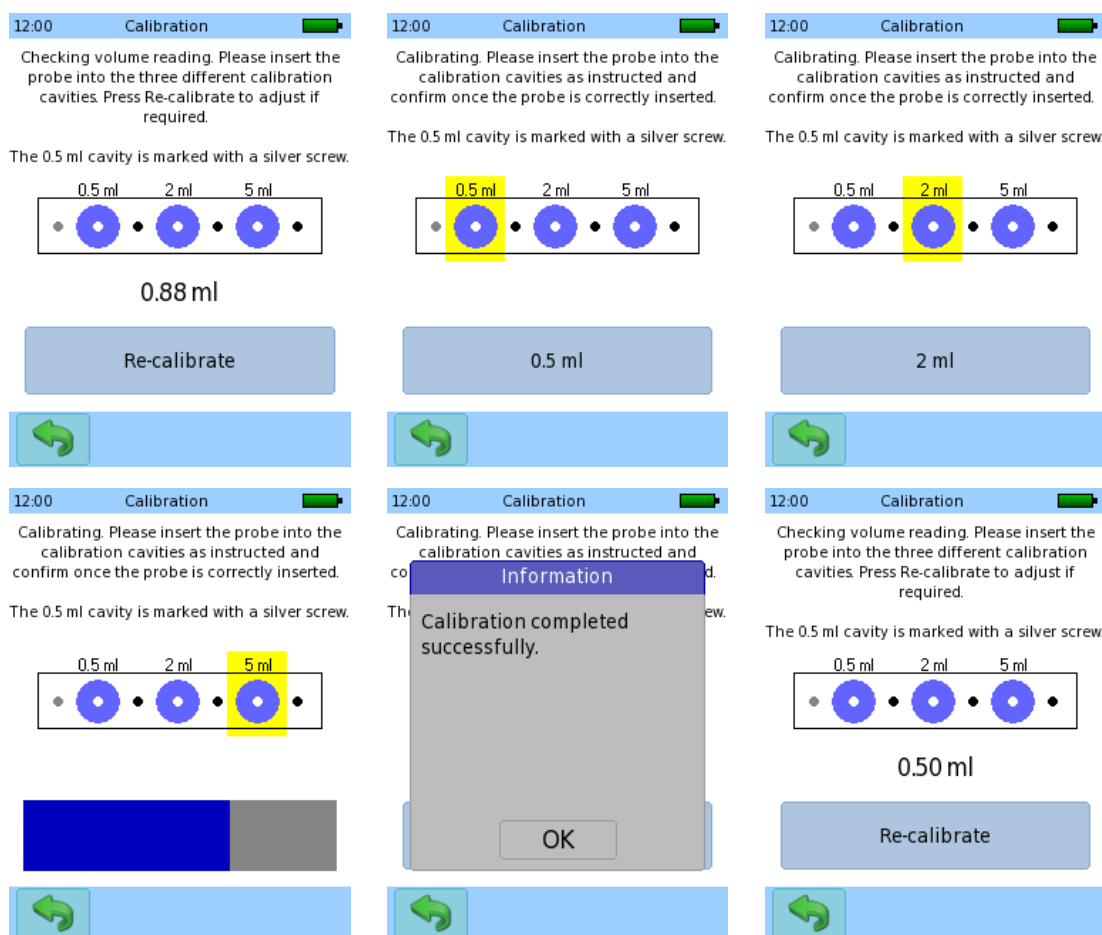
ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Zaleca się regularne sprawdzanie działania układu pneumatycznego (tj. rurki powietrznej i pompy). Można tego dokonać za pomocą testu pompy (patrz Rys 73), który sprawdza prawidłowe wytwarzanie i utrzymanie ciśnienia. Podłącz sondę do tympanometrii do urządzenia i upewnij się, że rurka powietrzna jest odpowiednio przymocowana do urządzenia. Umieść końcówkę sondy w odpowiedniej komorze testowej i upewnij się, że końcówka sondy jest włożona dostatecznie głęboko, aby nie było nieszczelności. Najpierw testowane jest wytwarzanie ciśnienia. Statyczne ciśnienie powietrza zaczyna się od 0 daPa i stale rośnie aż do +200 daPa. Na wykresie tympanometrycznym powinna zostać wyświetlona narastająca krzywa. Następnie testowane jest utrzymanie ciśnienia. Początkowe statyczne ciśnienie powietrza wynoszące +200 daPa należy utrzymywać bez znacznej redukcji ciśnienia powietrza w czasie badania, tzn. powinna pokazać się raczej płaska linia. Jeśli układ pneumatyczny działa prawidłowo, test kończy się pomyślnie (tzn. wyświetlana jest zielona ikona). Należy pamiętać, że jeśli druga część testu się nie uda (utrzymanie ciśnienia), może to wynikać z nieszczelnego połączenia, które może wystąpić przede wszystkim w miejscu osadzenia sondy usznej w komorze testowej. W takim przypadku należy wykorzystać inną komorę testową lub uszczelnić sondę uszną, odłączając końcówkę sondy i zatykając palcem kanałach wyjściowe sondy. Alternatywnie test pompy można przeprowadzić w następujący sposób: odłączyć sondę tympanometrii od urządzenia i uszczelnić gniazdo ciśnienia powietrza na urządzeniu (np. palcem lub przykręcając nasadkę do gniazda wylotowego ciśnienia). W tej konfiguracji testowana jest tylko pompa urządzenia.



Rys 73: Test pompy (po lewej - test z lekko nieszczelną końcówką sondy; w środku - test z zamkniętym gniazdem wylotowym ciśnienia; po prawej - test z nieszczelnością zakończony niepowodzeniem, gdy końcówka sondy nie jest włożona do wnęki testowej)

Zaleca się regularną korektę kalibracji admitancji w urządzeniu za pomocą opisanej powyżej procedury kalibracyjnej (patrz Rys 74), która ustala prawidłowe wartości referencyjne admitancji dla trzech komór testowych o znanej objętości (0.5 ml, 2.0 ml i 5.0 ml).



Rys 74: Kalibracja admitancji przy trzech różnych objętościach

Do tego testu użyj dostarczonego pudełka z komorami testowymi. Umieść prawidłową końcówkę sondy (PT-S) w pierwszej wnęce testowej (np. 0,5 ml) i upewnij się, że końcówka sondy jest głęboko włożona, aby nie było nieszczelności między końcówką sondy a wnęką testową. Poczekać, aż ustabilizuje się objętość pomiarowa. Jeśli wyświetlana wartość różni się od wartości nominalnej, naciśnij przycisk ponownej kalibracji. Naciśnij przycisk objętości (0,5 ml), aby rozpocząć kalibrację dla objętości 0,5 ml. Admitancja zostanie odpowiednio dostosowywana. Kontynuuj z dwoma pozostałymi objętościami, jak pokazano na ekranie. Podczas kalibracji objętości wyświetlany jest pasek postępu. Jeśli wszystkie trzy objętości testowe zostały skalibrowane, pojawi się okno komunikatu informujące o udanej lub nieudanej kalibracji. Jeśli kalibracja nie powiodła się, powtórz procedurę i upewnij się, że używasz prawidłowych objętości wskazanych na ekranie. Pamiętaj, że objętość komory obok srebrnej śruby odpowiada objętości 0,5 ml. Po udanej kalibracji można zweryfikować kalibrację admitancji, ponownie wprowadzając sondę do komory kalibracyjnej i wykonując pomiar tympanometrii. Sprawdź, czy wyświetlana wartość odpowiada odpowiedniej wartości nominalnej.

W przypadku jakichkolwiek odchyień od opisanego powyżej zachowania lub podejrzenia jakiegokolwiek dysfunkcji, spróbuj ponownie z inną sondą do tympanometrii ucha i / lub skontaktuj się z dystrybutorem.

LITERATURA

- American Speech-Language-Hearing Association (1988): Tympanometry, online: <http://www.asha.org/policy/RP1988-00027.htm>
- Shanks J, Shohet J (2009): Tympanometry in clinical practice, In: Handbook of clinical audiology (editors: Katz J, Medwetsky L, Burkard R, Hood L), Lippincott, Williams & Wilkins, p. 157-188.

3.2.11 Tympanometria

METODOLOGIA

Przewodność dźwięku w uchu środkowym (od błony bębenkowej przez kosteczki słuchowe do podstawy strzemiączka) można zbadać, mierząc admitancję akustyczną (odwrotność impedancji) błony bębenkowej, przy zmieniającym się ciśnieniu statycznym w zewnętrznym przewodzie słuchowym. Błona bębenkowa funkcjonuje najlepiej, jeśli ciśnienie powietrza jest równe po obu jej stronach, tj. w jamie bębenkowej i w zewnętrznym przewodzie słuchowym. W tym stanie drgania błony bębenkowej mają maksymalną amplitudę, a do ucha wewnętrznego przekazywana jest największa część sygnału dźwiękowego (tylko niewielka część jest odbijana). W przypadku różnic ciśnienia po obu stronach błony bębenkowej większość energii jest odbijana. Taka sytuacja może wystąpić np. z powodu zaburzenia wentylacji jamy bębenkowej, obecności płynu w jamie bębenkowej lub perforacji błony bębenkowej. Zasadniczo należy wziąć pod uwagę, że testy impedancji odnoszą się tylko do energii akustycznej wpływającej do ucha środkowego, ale nie do ilości energii przenoszonej przez ten system. Istnieją konkretne patologie (np. płytki tympanosklerotyczne), które mogą skutkować nieprawidłowym tympanogramem, ale nie są związane z wyraźnym ubytkiem słuchu. Z kolei inne, jak np. otoskleroza mogą dawać w rezultacie względnie normalny tympanogram, przy znacznym ubytku słuchu.

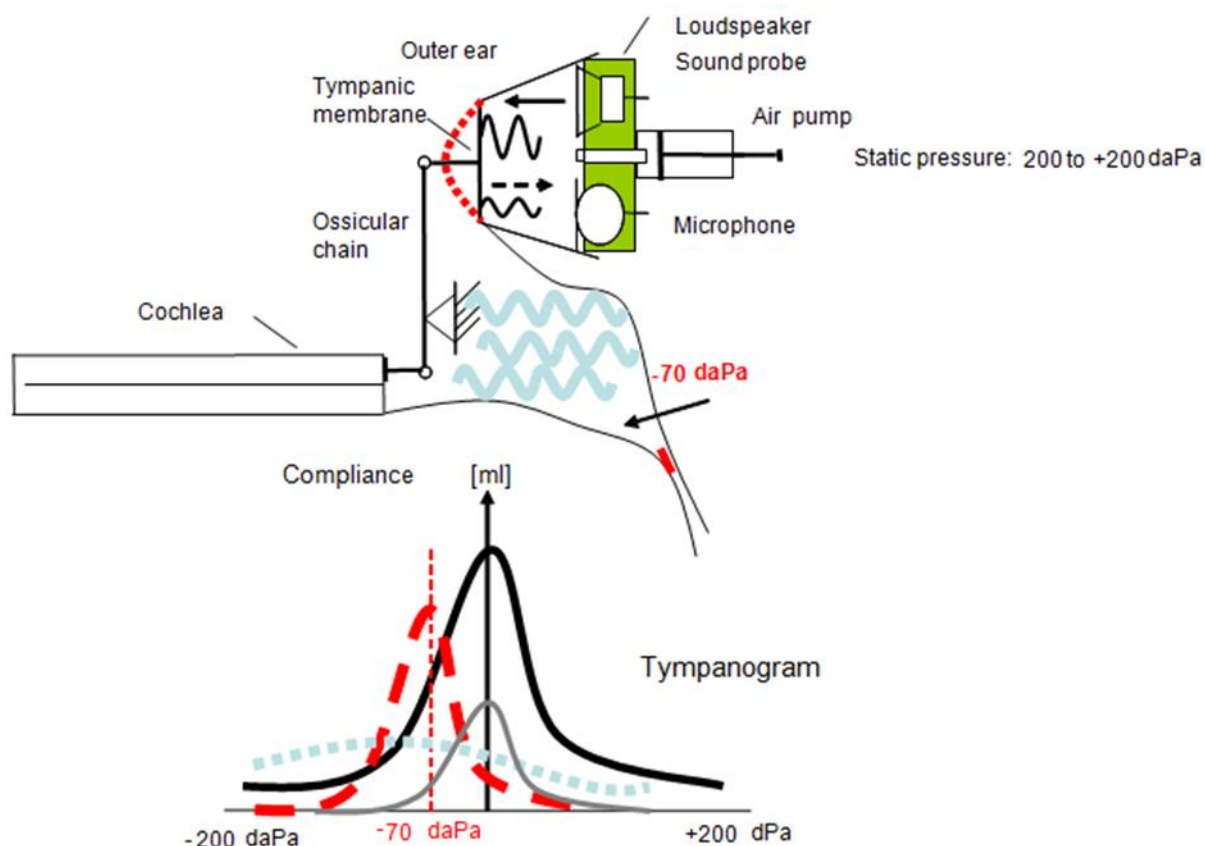
Ze względu na pozycję pomiarową sondy, która jest oddalona od błony bębenkowej, na pomiar admitancji wpływają właściwości ucha środkowego i zewnętrznego przewodu słuchowego, a zatem także głębokość wprowadzenia sondy usznej. W celu uzyskania pomiaru samej admitancji ucha środkowego, admitancja przewodu słuchowego musi zostać usunięta ze zmierzonej ogólnej wartości admitancji. Przy istotnie dużym napięciu błony bębenkowej przez wysokie nadciśnienie lub podciśnienie, admitancja ucha środkowego zmierza do zera, tj. admitancja w tych warunkach daje szacunkową admitancję przewodu słuchowego. Admitancję przewodu słuchowego można odjąć od ogólnej admitancji ze względu na założenie, że impedancje przewodu słuchowego i ucha środkowego są skonfigurowane równolegle (Djupestrand i Zwislocki, 1972), co oznacza, że admitancje są sumowane ($Y_{\text{całkowita}} = Y_{\text{przewodu słuchowego}} + Y_{\text{ucha środkowego}}$). Jednak to założenie jest jedynie przybliżeniem, prawdziwym tylko dla potrzeb oceny admitancji ucha uzyskanej z pomiarów tympanometrycznych. Zasadniczo tę procedurę uważa się za odpowiednią do zastosowania klinicznego.

Standardowa tympanometria kliniczna jest zwykle wykonywana przy użyciu bodźca niskiej częstotliwości przy 226 Hz (lub 220 Hz). Przy niskich częstotliwościach normalny układ ucha środkowego jest podatny na zmiany sztywności, a susceptancja (element sztywności) przyczynia się bardziej do ogólnej wartości admitancji niż konduktancja (element związany z tarciem). Inne typowe częstotliwości tonu podstawowego dla sondy pomiarowej obejmują 678 Hz (lub 630, 660 Hz), 800 Hz i 1000 Hz.

Stosowane w pomiarach statyczne ciśnienie powietrza waha się zazwyczaj od +300 daPa do -300 daPa. Kierunek zmiany ciśnienia (tj. z nadciśnienia do podciśnienia lub odwrotnie) może wpływać na admitancję statyczną (Wilson i in., 1984). Przy tonach sondy o wyższej częstotliwości (np. 678 Hz) dwuszczytowe tympanogramy występują częściej wraz ze wzrostem zmiany ciśnienia (Wilson i in., 1984). Szybkość zmiany ciśnienia może również wpływać na tympanogramy. Tympanogramy z jednym pikiem zwykle zwiększają amplitudę wraz ze wzrostem szybkości zmiany ciśnienia, ale wzrasta również częstość występowania tympanogramów z wieloma wierzchołkami (Creten i van Camp, 1974). Co

więcej, częstość występowania wcięć w tympanogramie wzrasta przy kolejnych seriach pomiarów tympanometrii, być może z powodu lepkość sprężystości błony bębenkowej.

Wynikiem pomiaru admitancji jest wykres zwany tympanogramem, który przedstawia admitancję ucha środkowego w funkcji statycznego ciśnienia powietrza w zewnętrznym przewodzie słuchowym (patrz Rys 75). Różne patologie ucha środkowego przekładają się na różne kształty tympanogramu. Poniższy przybliżony opis dotyczy tympanogramów niskiej częstotliwości (226 Hz). W przypadku normalnej funkcji ucha środkowego kształt tympanogramu odpowiada krzywej dzwonowej Gaussa, przy czym jego maksymalna wartość ciśnienia statycznego wynosi około zera (czarna linia ciągła), tj. do ucha środkowego przenoszona jest maksymalna energia pod ciśnieniem atmosferycznym bez jakiegokolwiek przesunięcia ciśnienia statycznego. Jeśli występuje dysfunkcja trąbki Eustachiusza, szczyt krzywej dzwonowej Gaussa przesuwa się w kierunku wartości podciśnienia (czerwona linia przerywana). Wynika to z faktu, że błona bębenkowa porusza się najlepiej w swojej normalnej pozycji, tj. gdy ciśnienie statyczne w przewodzie słuchowym i ciśnienie statyczne w jamie bębenkowej są takie same. Jeśli ciśnienie statyczne w jamie bębenkowej jest ujemne, wówczas ciśnienie statyczne w zewnętrznym przewodzie słuchowym musi mieć tę samą ujemną wartość. W rezultacie szczyt krzywej dzwonowej Gaussa występuje dokładnie przy ciśnieniu statycznym, które jest uzyskiwane w jamie bębenkowej. W przypadku wysięku ucha środkowego zwiększa się masa ucha środkowego. W tym przypadku ruchomość struktur ucha środkowego jest znacznie zmniejszona, co powoduje mniejsze odkształcanie błony bębenkowej (jasnoniebieska linia przerywana), które jest prawie niezależne od ciśnienia statycznego. W przypadku otosklerozy ruchomość struktur ucha środkowego jest zmniejszona. W rezultacie szczyt krzywej dzwonowej Gaussa jest położony nisko, ale znajduje się w zakresie zerowego ciśnienia statycznego (szara krzywa ciągła). Aktywowany mięsień strzemiączkowy również zmniejsza odkształcanie.



Rys 75: Schemat badania tympanometrycznego (u góry) z przykładami tympanogramów (dół - czarna linia ciągła: normalna; szara linia ciągła: otoskleroza; czerwona linia przerywana: dysfunkcja trąbki słuchowej; jasnoniebieska linia przerywana: wysięk)

Typowe parametry tympanogramu to: kształt tympanogramu, objętość przewodu słuchowego, statyczna admitancja, szczytowe ciśnienie tympanometryczne i szerokość tympanometryczna. Jerger i Northern (1980) wprowadzili trzy typy kształtów tympanogramów, które odnoszą się do tympanogramów niskiej częstotliwości (226 Hz). Typ A to normalny tympanogram z wyraźnym pikiem około 0 daPa, typ B przedstawia płaski tympanogram bez wyraźnego szczytu podatności, a typ C odnosi się do tympanogramów z pikiem przesuniętym do ujemnego ciśnienia statycznego. W przypadku niskich częstotliwości sondy najczęściej występuje tympanogram z jednym pikiem. Jednak u noworodków, jak i dla zastosowanych wyższych częstotliwości sygnału sondy, tympanogramy często wykazują wiele pików i wycięć (w zależności od tego, który składnik immitancji jest mierzony).

Objętość przewodu słuchowego zazwyczaj szacuje się jako admitancję przy maksymalnym ujemnym lub dodatnim ciśnieniu (np. przy +200 daPa). W przypadku niskoczęstotliwościowego tonu próbnego sondy, istnieje niewielki błąd pomiarowy, wynikający z różnicy faz między wektorem admitancji ucha środkowego i przewodu słuchowego. Przy wyższych częstotliwościach ten błąd staje się bardziej widoczny. W przypadku sygnału sondy 226 Hz objętość przewodu słuchowego jest zwykle podawana w jednostce *ml* (co, przy tej częstotliwości i w określonych warunkach otoczenia, jest adekwatne z *mmho*). W przypadku dźwięków sondy o wyższej częstotliwości objętość przewodu słuchowego jest podana w *mmho*. Tympanogram można znormalizować, obniżając krzywą tympanometryczną o wartość objętości przewodu słuchowego, uzyskując w ten sposób skompensowaną statyczną admitancję akustyczną (Y_{tm}), która jest oszacowaniem admitancji akustycznej na powierzchni błony bębenkowej. Zazwyczaj jest wyższa, gdy do pomiaru admitancji stosuje się ciśnienie ujemne, a

nie ciśnienie dodatnie (Margolis i Smith, 1977). Tympanometryczne ciśnienie szczytowe to ciśnienie, przy którym występuje maksymalna admitancja. Szerokość tympanometryczna to różnica ciśnień w połowie skompensowanej statycznej admitancji akustycznej. Określa względną stromość wierzchołka.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz *Tymp* na ekranie wyboru modułu. Moduł *Tymp* znajduje się w części *Immitancja*. Wybierz ustawienie, które chcesz wykonać. W razie potrzeby zmień parametry (np. ciśnienie minimalne / maksymalne, prędkość zmiany ciśnienia, częstotliwość sygnału sondy, automatyczne uruchomienie, automatyczne zatrzymanie, opcje odruchu) i, w razie potrzeby, nazwę ustawienia. Różne opcje parametrów i możliwe zastosowania są wyjaśnione poniżej:

Ustawienie ciśnienia:

Konfiguruje zakres ciśnienia i prędkość pompy. Zakres ciśnienia wynosi od -600 do +400 daPa dla klasy 1 i od -300 do +300 dla klasy 2. Prędkość pompy można ustawić w skokami po 50 daPa/s od wartości 50 do 200 daPa/s. Opcja „afap” zmienia ciśnienie tak szybko, jak to możliwe z maksymalnie 600 daPa/s zmniejszając prędkość do 200 daPa/s, gdy tylko osiągnięty zostanie gwałtowny wzrost krzywej tympanometrycznej.

Częstotliwość sygnału sondy:

Wartość domyślna to 226 Hz. Klasa 1 oferuje dodatkowo dźwięki sondy 678, 800 i 1000 Hz. Częstotliwość 226 Hz jest powszechnie stosowana, ponieważ tympanogram uzyskuje ogólnoprzyjęte wzorce, które pozwalają na klasyfikację tympanogramów (typ A, B, C). Częstotliwość 1000 Hz jest często stosowana u małych dzieci. Należy pamiętać, że opcja wieloczęstotliwościowa (MF) umożliwia testowanie wszystkich czterech częstotliwości jednocześnie, bez wpływu na wyniki testu lub wydłużenie czasu testu.

Automatyczne uruchomienie

Rejestracja tympanogramu rozpoczyna się natychmiast po wykryciu dopasowania sondy. Jeśli opcja jest wyłączona, test należy uruchomić ręcznie, naciskając przycisk odtwarzania.

Automatyczne zatrzymanie:

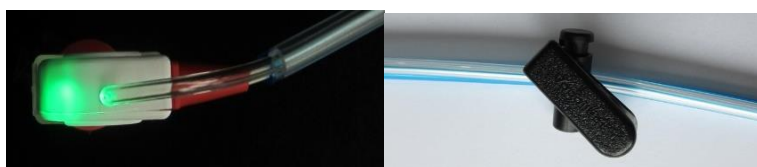
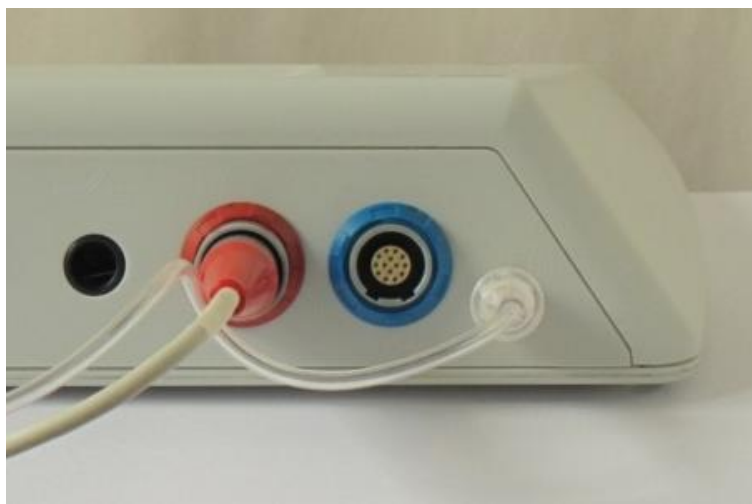
Rejestrację tympanogramu można zatrzymać zaraz po wykryciu piksu tympanometrycznego, co oznacza, że ciśnienie nie zostanie zmniejszone bardziej niż to konieczne.

Ręczna kontrola ciśnienia:

Tympanogram można wykreślić ręcznie, tzn. badający samodzielnie może ustawić ciśnienie.

Tympanometrię można opcjonalnie przeprowadzić wraz z automatycznymi testami odruchu strzemiączkowego. Jeśli chcesz wykonać test odruchu strzemiączkowego natychmiast po tympanometrii, wybierz odpowiednio opcje odruchu w ustawieniach tympanometrii (patrz [3.2.12: Testy odruchu strzemiączkowego](#)).

Upewnij się, że prawidłowy przetwornik (sonda uszna tympanometrii EP-TY) jest podłączony do urządzenia i sprawdź, czy złącze przewodu powietrza jest mocno przykręcone do gniazda pompy w urządzeniu (patrz Rys 76). Możesz użyć klipsa, aby przymocować kabel sondy usznej do ubrania badanej osoby. Wybierz końcówkę uszną o odpowiednim rozmiarze, dopasowanym do wielkości przewodu słuchowego Pacjenta. Upewnij się, że sonda jest włożona szczelnie. Końcówki piankowe zwykle nie są odpowiednie do wykonywania tympanometrii, ponieważ nie zapewniają szczelności.

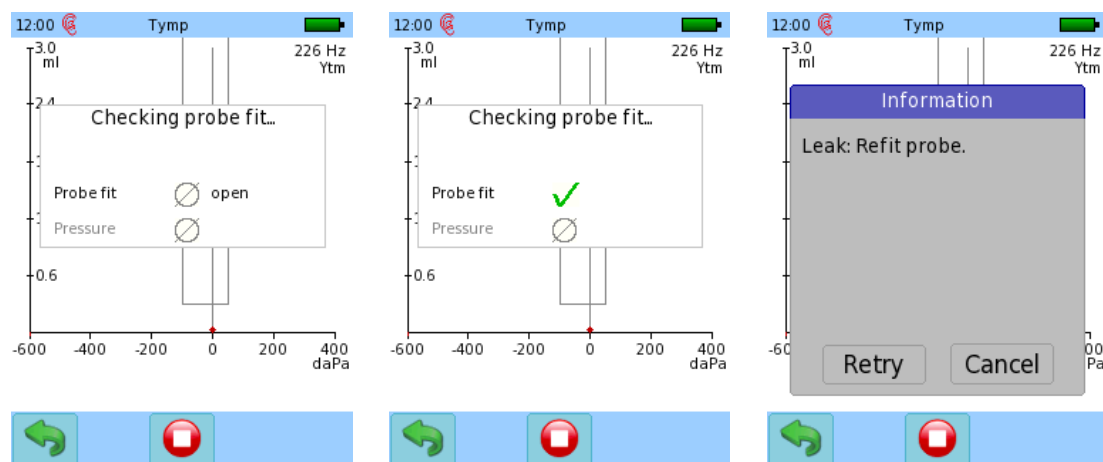


Rys 76: Konfiguracja tympanometrii (po lewej - przymocowanie sondy usznej tympanometrii EP- TY do urządzenia Sentiero Desktop; w prawym górnym rogu - lampka stanu EP-TY, w prawym dolnym rogu - klips mocujący)

Po wybraniu ucha testowego można rozpocząć pomiar. Lampka stanu sondy usznej wskazuje aktualny stan pomiaru:

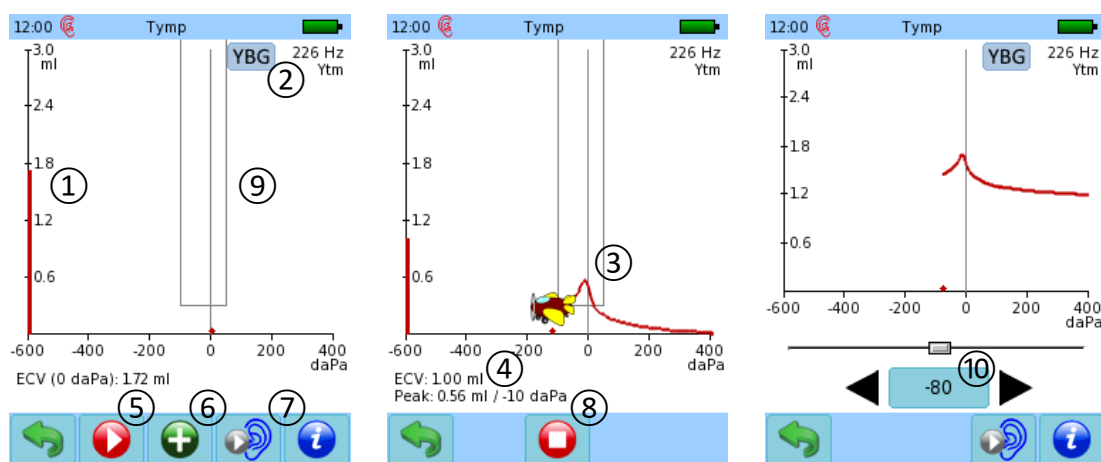
- Światło ciągłe: gotowość do testu - można umieścić sondę w uchu
- Wolne miganie (w rytm 'bicia serca'): Pomiar w toku
- Szybkie miganie: nieszczelność, niemożność wytworzenia wymaganego ciśnienia w przewodzie słuchowym

Urządzenie stale monitoruje dopasowanie sondy, tj. akustycznie zmierzoną objętość przewodu słuchowego zewnętrznego (patrz Rys 77).



Rys 77: Monitorowanie dopasowania sondy do tympanometrii (po lewej - nieprawidłowe dopasowanie sondy podczas rozpoczynania testu; w środku - prawidłowe dopasowanie sondy podczas rozpoczynania testu; po prawej - nieprawidłowe dopasowanie sondy podczas testu)

Pomiar tympanometrii rozpoczyna się automatycznie (jeśli start jest skonfigurowany automatycznie), gdy sonda uszna zostanie odpowiednio umieszczona w przewodzie słuchowym i ustabilizuje się objętość. Dioda stanu sondy usznej przechodzi wówczas z trybu stałego świecenia na tryb mrugający („bicia serca”) i rozpoczyna rejestrowanie krzywej admitancji. W przypadku nieuszczelnności podczas testu pojawi się okno komunikatu z prośbą o rozpoczęcie lub anulowanie testu przez użytkownika. Lampka stanu sondy zacznie szybko migać, a na wyświetlaczu urządzenia pojawią się instrukcje. Urządzenie będzie okresowo ponawiać próby automatycznego kontynuowania pomiaru. Podczas pomiaru tympanometrii na ekranie wyświetlane są następujące informacje (patrz Rys 78):



Rys 78: Pomiar tympanometrii (po lewej - przed pomiarem; w środku - podczas pomiaru z włączonym trybem kreskówkowym; po prawej - pomiar ręczny)

Przed ręcznym rozpoczęciem testu (jeśli opcja automatycznego uruchamiania jest wyłączona), szacowana objętość przewodu słuchowego (ECV) jest stale wyświetlana jako pasek po lewej stronie wykresu tympanogramu ①. Numeryczna wartość ECV ④ jest pokazana poniżej wykresu tympanogramu. W tympanometrach klasy 1 tryb wyświetlania tympanogramu (admitancja Y,

konduktancja G i susceptancja B) można przełączać, naciskając przycisk YBG ②. Natychmiast po rozpoczęciu pomiaru tympanometrii (automatycznie, jeśli włączona jest opcja automatycznego startu lub po naciśnięciu przycisku odtwarzania ⑤), admitancja w funkcji zastosowanego zakresu przesunięcia ciśnienia statycznego jest wykreślana jako tympanogram ③. Jeśli tryb kreskówkowy jest włączony, samolot porusza się wzdłuż kształtu tympanogramu. Tryb kreskówkowy jest przeznaczony zwłaszcza do skupienia uwagi dziecka, a tym samym dla poprawy warunków akustycznych podczas testu. W przypadku wykrycia piku amplituda piku i przesunięcie ciśnienia statycznego wyświetlane są poniżej oszacowanego ECV ④. Szare pole pośrodku wykresu tympanogramu reprezentuje obszar normatywny ⑨. Jeśli szczyt tympanogramu znajduje się w tym obszarze, można oczekiwać, że tympanogram będzie prawidłowy. Bieżący pomiar można zatrzymać, naciskając stop ⑧.

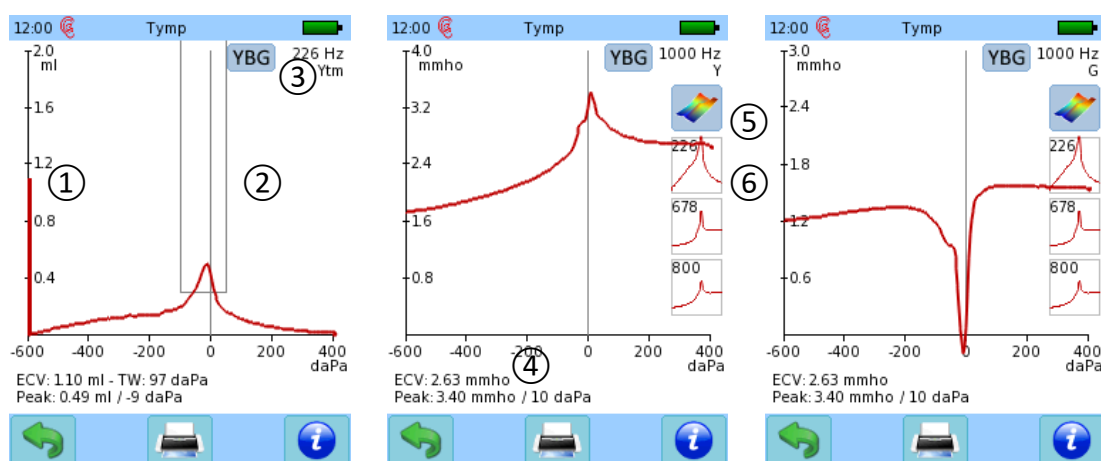
Po zakończeniu pomiaru tympanometrii istnieje kilka dalszych scenariuszy badania: W przypadku artefaktów lub niejednoznacznych wyników, pomiar można wznowić, naciskając przycisk odtwarzania ⑤, tzn. bieżący tympanogram jest odrzucany i zastępowany przez nowo zarejestrowany. W przypadku tympanometrów klasy 1 można zarejestrować do trzech krzywych tympanometrycznych podczas jednej sesji pomiarowej. Dodatkowy tympanogram, który zostanie wyświetlony na górze istniejącego, można dodać, naciskając przycisk plus ⑥. Może to być przydatne, jeśli tympanogramy

mają być porównywane w różnych warunkach, np. przed i po wykonaniu manewru Valsalvy. Drugie ucho można przetestować przy tych samych ustawieniach parametrów, naciskając przycisk *ucha* ⑦. Jest to najszybszy sposób rejestrowania tympanogramów dla obu uszu. Ponieważ pomiar tympanometrii rozpoczyna się automatycznie, gdy dopasowanie sondy jest stabilne (jeśli aktywowany jest automatyczny start), przed naciśnięciem przycisku *ucha* wyjmij sondę z uprzednio testowanego ucha, aby zapobiec podwójnemu pomiarowi tego samego ucha (raz jako lewe i raz jak prawe ucho).

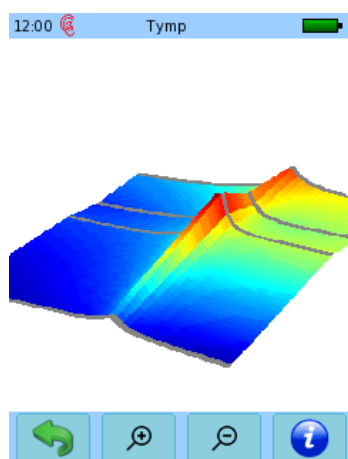
Tympanogram można zapisać ręcznie, jeśli zmieniono to w ustawieniach. Przesunięcie ciśnienia statycznego można ustawić, naciskając *lewy* lub *prawy* przycisk strzałki lub używając suwaka ⑩.

Pamiętaj, że jeśli skonfigurowałeś tympanometrię do automatycznego pomiaru odruchu strzemiączkowego, test odruchu akustycznego rozpoczyna się po zarejestrowaniu prawidłowego tympanogramu. Więcej informacji na temat testu odruchu akustycznego znajduje się w rozdziale [3.2.12: Testy odruchu strzemiączkowego](#).

Po zakończeniu testu wyświetlany jest wynik tympanometrii (patrz Rys 79).



Rys 79: Wynik tympanometrii (po lewej - admitancja z odjętą objętością przewodu słuchowego; środkowy, prawy - admitancja i konduktancja dla tonu sondy 1000 Hz)



Rys 80: Widok wyników Tympanometrii 3D (nieдоступny w oprogramowaniu 2.2)

Tympanogram wyświetlany jest w kolorze czerwonym (prawe ucho) lub niebieskim (lewe ucho). Rozdzielczość osi ml / mmho można regulować, przesuwając palcem w górę lub w dół ekranu.

Pionowy pasek po lewej stronie wykresu tympanogramu reprezentuje objętość przewodu słuchowego (ECV) ①. Wartość liczbową ECV jest pokazana poniżej wykresu tympanogramu wraz z szerokością tympanometryczną (TW, tylko dla tonu próbnego sondy 226 Hz) oraz amplitudą pików i przesunięciem ciśnienia statycznego ④. Obszar normatywny jest pokazany jako szare pole ②. W przypadku tympanometrów klasy 1 wykresy admitancji, susceptancji i konduktancji można przełączać za pomocą przycisku YBG ③. W przypadku tonów sondy 226 Hz można pokazać normalizację tympanogramu poprzez odjęcie szacunkowej objętości przewodu słuchowego od zarejestrowanego przebiegu, uzyskując skompensowaną statyczną admitancję akustyczną Y_{tm} (= admitancja samej błony bębenkowej). Częstotliwość tonu próbnego sondy i tryb wyświetlania są wskazane w prawym górnym rogu. W przypadku pomiarów wieloczęstotliwościowych możesz wykreślić tympanogram dla każdej częstotliwości tonu próbnego, naciskając odpowiedni mały wykres admitancji ⑥. Po naciśnięciu wykresu tympanogramu 3D ⑤ (niedostępnego w oprogramowaniu 2.2) wyświetlany jest wykres 3D aproksymowany z uzyskanych przebiegów przy czterech częstotliwościach tonów próbnych sondy (patrz Rys 80). Możesz obracać wykres 3D, przesuując palcem poziomo lub pionowo po ekranie. Naciskając przyciski szkła powiększającego, możesz powiększać lub pomniejszać wykres.

LITERATURA

- American Speech-Language-Hearing Association (1988): Tympanometry, online: <http://www.asha.org/policy/RP1988-00027.htm>
- Creten W, van Camp K (1974): Transient and quasistatic tympanometry, *Scandinavian Audiology* 3, p.39-42.
- Djupesland G, Zwislocki J (1972): Sound pressure distribution the outer ear, *Scandinavian Audiology* 1, p. 197-203.
- Jerger J, Northern J (1980): *Clinical Impedance Audiometry*, Thieme.
- Kandzia F (2015): An optimized protocol for acoustic impedance measurements: „Simultaneous multi component multi frequency tympanometry”, DGA poster presentation.
- Margolis R, Smith P (1977): Tympanometric asymmetry, *Journal of Speech and Hearing Research* 20, p. 437-446.
- Wilson R, Shanks J, Kaplan S (1984): Tympanometric changes at 226 Hz and 678 Hz across ten trials and for two directions of ear canal pressure change, *Journal of Speech and Hearing Research* 27, p. 257–266.

3.2.12 Testy odruchu strzemiączkowego

METODOLOGIA

Odruch strzemiączkowy (odruch akustyczny, odruch sonomotoryczny słuchowy) jest mimowolnym skurczem mięśnia strzemiączka w odpowiedzi na bodźce dźwiękowe o wysokim natężeniu (około 80 dB HL). Mięsień strzemiączka usztywnia łańcuch kosteczek słuchowych, odciągając strzemiączko od okienka owalnego ślimaka. W wyniku tego zmniejsza się przenoszenie energii fali akustycznej na ślimak i wzrasta impedancja. Neuretycznie, łuk odruchowy zaangażowany w odruch strzemiączkowy jest złożony i może obejmować sam łańcuch kosteczek słuchowych, ślimak, nerw słuchowy i pień mózgu. Odruch strzemiączkowy jest uważany za reakcję ochronną. W przypadkach, w których reakcja ochronna mięśni ucha środkowego jest nieprawidłowa (dysfunkcja peryferyjnego układu słuchowego, otoskleroza), mikromechanika ślimaka (zwłaszcza rzęski komórek słuchowych) może być bardziej podatna na uszkodzenia.

Odruch strzemiączkowy może być wywołany ipsilateralnie lub kontralateralnie za pomocą krótkich impulsów tonalnych. Po wywołaniu ipsilateralnym pomiar impedancji i stymulacja odruchu akustycznego są wykonywane w tym samym uchu. W przypadku wywołania kontralateralnego pomiaru impedancji i stymulacji odruchu akustycznego wykonywane są w różnych uszach. Zwykle określa się próg, przy którym mięsień strzemiączka zaczyna zmieniać impedancję ucha środkowego. Badanie przeprowadza się przy maksymalnej podatności błony bębenkowej, tj. przy przesunięciu ciśnienia statycznego, które wskazuje szczyt tympanometryczny. Dlatego zaleca się przeprowadzenie tympanometrii przed badaniem odruchu strzemiączkowego. Rezultatem jest wykres przedstawiający admitancję ucha środkowego w funkcji czasu dla określonego poziomu bodźca. Czas trwania bodźca może wynosić od 2 s (określenie odruchu strzemiączkowego) do około 10 s (określenie zaniku odruchu strzemiączkowego w czasie). Jeśli poziom bodźca jest wystarczająco wysoki, aby wywołać odruch akustyczny, można zaobserwować wyraźną zmianę admitancji.

Pomiary odruchu strzemiączkowego wykonuje się w celu identyfikacji otosklerozy, efektu wyrównania głośności i zaburzeń nerwowych. Otoskleroza związana z fiksacją podstawy strzemiączka w okienku owalnym ucha wewnętrznego powoduje, że zmiana impedancji w badaniu może być niemierzalna podczas emisji dostatecznie głośnego dźwięku do ucha. Objaw wyrównania głośności charakteryzuje się przy niedosłuchu, z obserwowanym praktycznie normalnym słyszeniem przy wysokich poziomach dźwięku i ograniczonym słyszeniem przy niskich natężeniach dźwięku. U osób niedosłyszających (np. zdiagnozowanych w badaniu audiometrycznym) najbardziej prawdopodobne jest uzyskanie normalnych progów odruchu strzemiączkowego, przy około 80 dB HL. Próg odruchu strzemiączkowego wzrasta w przypadku dysfunkcji ucha środkowego.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Automatyczny odruch strzemiączkowy

Przed wykonaniem testu odruchu strzemiączkowego należy wykonać badanie tympanometryczne w celu ustalenia szczytowego ciśnienia tympanometrycznego, przy którym należy przeprowadzić badanie odruchu. Sekwencję tę można uruchomić automatycznie, wybierając lub konfiguruując odpowiednie ustawienie w module *Tymp* w sekcji *Moduły immitancji*. W ustawieniach tympanometrii dostępne są następujące opcje dotyczące automatycznego testowania odruchu akustycznego:

Tryb odruchu strzemiączkowego:

Wybierz „zawsze”, jeśli chcesz rozpocząć automatyczne testowanie odruchu strzemiączkowego niezależnie od wyniku tympanometrii lub wybierz „jeśli szczyt w granicach normy (tylko 226 Hz)”, jeśli chcesz rozpocząć test odruchu akustycznego tylko wtedy, gdy szczyt tympanogramu mieści się w normie. Jeśli nie potrzebujesz testu odruchu akustycznego, wybierz „nigdy”.

Częstotliwości odruchu strzemiączkowego i poziom start / stop:

Wybierz częstotliwości, przy których chcesz przeprowadzić test odruchu strzemiączkowego. Jeśli chcesz przeprowadzić test przesiewowy na określonym poziomie, ustaw poziom początkowy i końcowy na tę samą wartość. Jeśli chcesz określić próg odruchu strzemiączkowego, wybierz poziom początkowy i końcowy dla zakresu poziomów do sprawdzenia. Maksymalny poziom w trybie automatycznym jest ograniczony do 100 dB HL.

Kryterium akceptacji odruchu akustycznego:

Wybierz kryterium zmiany admitancji, która jest uznana za prawidłowy odruch strzemiączkowy. Jeśli zostanie zmierzona prawidłowa reakcja będąca odruchem sonomotorycznym, można wybrać powtórzenie testu dla odpowiedniej konfiguracji bodźca w celu potwierdzenia.

Ustawienie ciśnienia odruchu akustycznego :

Wybierz przesunięcie ciśnienia statycznego, przy którym ma być przeprowadzone badanie odruchu strzemiączkowego. Możesz użyć wartość ciśnienia wcześniej zmierzonego lub określić stałą wartość wyjściową. Jeśli nie można uzyskać stabilnego i hermetycznego uszczelnienia, nawet przy użyciu odpowiedniego rozmiaru końcówki usznej, pomiar można wykonać przy ciśnieniu otoczenia. Zaleca się jednak przeprowadzenie testu odruchu akustycznego przy szczytowej wartości ciśnienia tympanometrycznego. Test przy ciśnieniu otoczenia może dostarczyć użytecznych informacji, szczególnie jeśli maksymalne ciśnienie tympanometryczne i tak jest bliskie zeru, tj. gdy ucho środkowe funkcjonuje normalnie.

Upewnij się, że podłączony jest prawidłowy przetwornik (sonda uszna EP-TY). Pomiar odruchu strzemiączkowego jest dość wrażliwy na ruch sondy. Wynika to z faktu, że zmiana admitancji spowodowana odruchem strzemiączkowym ma niewielką amplitudę, a ruchy sondy usznej mogą wpływać na głębokość położenia sondy, a wraz z nią na bardziej istotne zmiany admitancji. Dlatego zaleca się, aby nie trzymać sondy usznej podczas badania odruchu strzemiączkowego. Można użyć klipsa, aby przymocować kabel sondy usznej do ubrania badanej osoby. Należy wybrać końcówkę sondy o odpowiednim rozmiarze, dopasowanym do rozmiaru przekroju/wielkości przewodu słuchowego Pacjenta. Upewnij się, że sonda jest włożona szczelnie. Końcówki piankowe nie nadają się do wykonywania tympanometrii i badania odruchu strzemiączkowego, ponieważ nie są wystarczająco szczelne. Potrzebna jest odpowiednia końcówka, która umożliwia stabilne dopasowanie sondy.

Kontralateralny odruch strzemiączkowy można zmierzyć, jeżeli oprócz tympanometrycznej sondy usznej podłączony jest również odpowiedni przetwornik do stymulacji kontralateralnej. Przetwornik należy podłączyć przed wyborem modułu diagnostycznego, aby mógł zostać rozpoznany przez urządzenie. Odpowiednie przetworniki kontralateralne to dowolne słuchawki nauszne (HP-xx), douszne (IP-xx) lub sonda douszna EP-VIP. Należy pamiętać, że istnieją jednouszne przetworniki, które są przeznaczone do stosowania w kontralateralnych testach odruchu strzemiączkowego.

W trybie automatycznym przesunięcie ciśnienia statycznego do wykonania testu odruchu strzemiączkowego jest przejmowane z ostatniego pomiaru tympanometrycznego tego samego ucha

(lub w zależności od konfiguracji parametrów, stosuje się stałą wartość ciśnienia statycznego). Testy odruchu strzemiączkowego rozpoczną się automatycznie bez dodatkowej interakcji użytkownika. Odruchy strzemiączkowe można określać przy różnych częstotliwościach, od 0,5 do 4 kHz i / lub przy pomocy szumu (szerokopasmowy, górnoprzepustowy, dolnoprzepustowy). Należy pamiętać, że graficzny kierunek reakcji ucha na odruch strzemiączkowy (dodatni lub ujemny) można skonfigurować w preferencjach Tymp.

Podczas automatycznego pomiaru odruchu strzemiączkowego na ekranie urządzenia wyświetlane są następujące informacje (patrz Rys 81):



Rys 81: Automatyczny pomiar odruchu strzemiączkowego (po lewej - określenie progu z włączonym trybem kreskówkowym; w środku - tryb ręczny po zakończeniu testu; po prawej - przegląd wyników)

Aktualnie mierzony przebieg odruchu strzemiączkowego pokazano w głównym obszarze wykresu ①. Wcześniej zmierzone przebiegi odruchu dla tej samej częstotliwości bodźca są wyświetlane w miniaturowych obszarach wykresu ② poniżej głównego obszaru wykresu. Przyrost wartości wywołujących odruch strzemiączkowy, dla testowanej częstotliwości i różnych wartości natężenia bodźca, można wywnioskować z przebiegów na miniaturowych obszarach wykresu. Czarny znacznik wskazuje miniaturowy obszar wykresu, na którym zostanie wykreślony aktualnie aktywny przebieg. Jeśli włączony jest tryb kreskówkowy, latający obiekt (np. samolot) porusza się wzdłuż wykresu. Rodzaj obiektu zmienia się z przebiegu na przebieg. Tryb kreskówkowy jest przeznaczony zwłaszcza do skupienia uwagi najmłodszych dzieci, a tym samym do poprawy warunków akustycznych podczas testu. Gdy trwa automatyczny pomiar, przyciski są wyszarzone i wyłączone. Automatyczny pomiar przy częstotliwości bodźca zostaje zakończony, jeśli osiągnięty został najwyższy skonfigurowany poziom bodźca lub uzyskano wiarygodny próg odruchu strzemiączkowego. Test automatyczny może być również przerwany przez użytkownika w dowolnym momencie przez naciśnięcie przycisku *stop* podczas testu ⑤. Gdy tylko automatyczny test zostanie zatrzymany przez użytkownika lub zakończony dla wszystkich wybranych częstotliwości bodźca, przyciski zostaną ponownie aktywne, a użytkownik będzie mógł zastąpić lub dodać dodatkowe przebiegi w trybie ręcznym. Będą wtedy dostępne ustawienia częstotliwości, poziomu i ciśnienia do ręcznego wykonywania pomiarów, np. jeśli pojedyncze nagranie musi zostać powtórzone z powodu artefaktów lub nieprecyzyjnych wyników. Więcej informacji na temat praktycznego wykorzystania trybu ręcznego można znaleźć w części dotyczącej ręcznego odruchu akustycznego poniżej.

Zestawienie wszystkich bieżących pomiarów z odpowiednim statusem (zielony znaczek ✓ w przypadku prawidłowego odruchu) ④, można wyświetlić, naciskając przycisk *lupy* ⑥. Jeśli chcesz uruchomić sekwencję testową, w tym tympanometrię i automatyczne testowanie odruchu strzemiączkowego drugiego ucha, naciśnij przycisk *ucha* ⑩. Jest to najszybszy sposób rejestrowania tympanogramów i odruchów strzemiączkowych dla obu uszu. Ponieważ pomiar tympanometrii rozpoczyna się automatycznie po ustabilizowaniu dopasowania sondy (jeśli aktywowany jest automatyczny start badania), przed naciśnięciem przycisku, należy w pierwszej kolejności wyjąć sondę z ucha testowego aby zapobiec pomiarowi tego samego dwukrotnie (raz lewy i raz jak prawe ucho).

Raport z wynikami badań odruchu strzemiączkowego (patrz Rys 82) pokazuje przegląd wszystkich ipsilateralnych lub kontralateralnych zapisów odruchu strzemiączkowego. Wybierając dowolny z miniaturowych wykresów, otwiera się odpowiedni widok szczegółowy. Jeśli przebieg jest prawidłowy, wraz z nim wyświetlany jest zielony znaczek ✓. Zmiana admitancji spowodowana wywołanym odruchem strzemiączkowym pokazana jest przy prawidłowym przebiegu czasowym. Pod wykresem wykreślono przedział czasowy bodźca (bodziec włączony od 1 do 3 s po rozpoczęciu pomiaru).

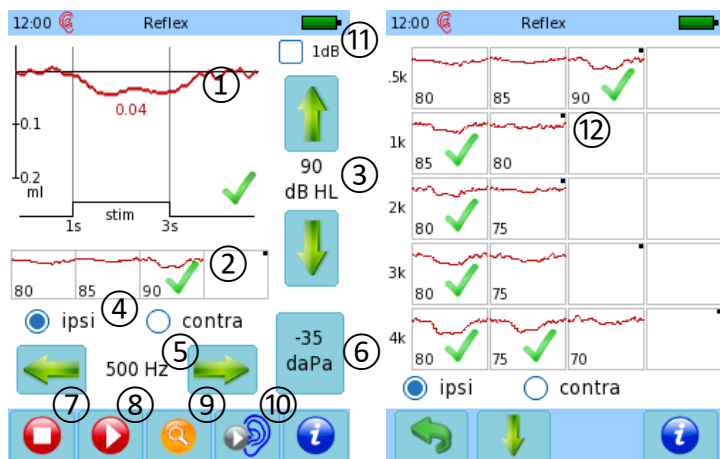


Rys 82: Wynik odruchu akustycznego (po lewej - przegląd wyników; po prawej - szczegółowe informacje)

Ręczny pomiar odruchu strzemiączkowego

Jeśli posiadasz licencję na tympanometr klasy 1, pomiar ręczny jest dostępny w sekcji *Immitancja* jako osobny tryb pomiaru, dzięki czemu nie ma potrzeby wcześniejszego przejścia przez sekwencję tympanometrii i progu automatycznego odruchu. Dla wszystkich urządzeń tryb ręczny jest dostępny po zakończeniu lub przerwaniu automatycznego testu odruchu strzemiączkowego. Należy pamiętać, że ta sekcja koncentruje się na konkretnych opcjach dostępnych do testowania ręcznego. Ogólne funkcje i interfejs są podobne do opisanych powyżej automatycznych testów odruchu strzemiączkowego.

Podczas ręcznego pomiaru odruchu strzemiączkowego na ekranie wyświetlane są następujące informacje (patrz Rys 83).



Rys 83: Ręczny pomiar odruchu strzemiączkowego (po lewej - pomiar; po prawej - przegląd aktualnych wyników)

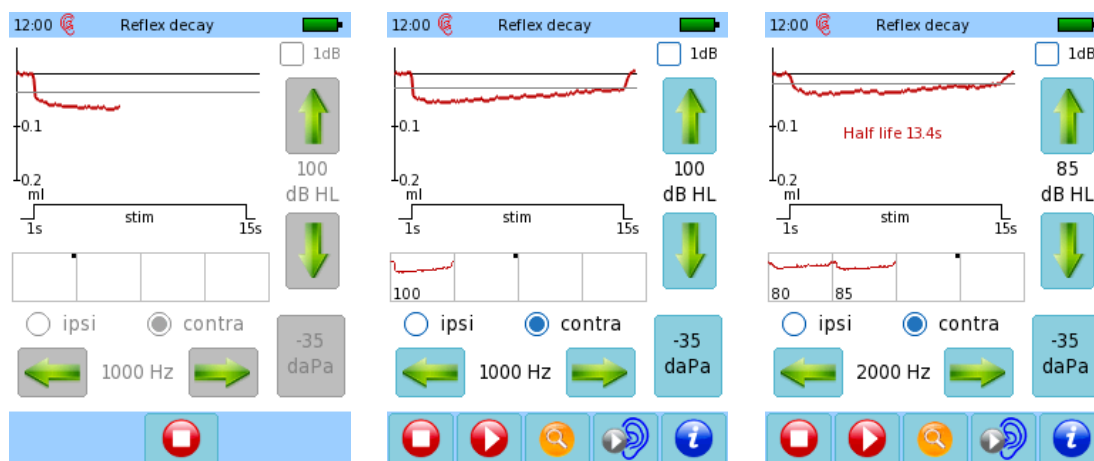
W trakcie automatycznego pomiaru odruchu przedstawiony jest aktualny przebieg odruchu strzemiączkowego ① i wcześniej zarejestrowane przebiegi dla tego samego rodzaju bodźca ②. Prawidłowe przebiegi odruchów są oznaczone zielonym znaczkiem. Tryb ręczny umożliwia pełną kontrolę parametrów i kolejności pomiarów. Parametry pomiaru można ustawić dla każdego indywidualnego pomiaru odruchu. Parametry to częstotliwość bodźca lub rodzaj szumu (w tym dodatkowy szum górnoprzepustowy lub dolnoprzepustowy) ⑤, poziom bodźca ③ (poziomy bodźca przekraczające 100 dB HL są dostępne w zależności od częstotliwości) oraz strona ucha (ipsilateralna lub kontralateralna, jeśli podłączony jest przetwornik kontralateralny) ④. Rozmiar kroku zmian poziomu bodźca można zmniejszyć do 1 dB, aktywując odpowiednie pole wyboru ⑪. Przesunięcie ciśnienia statycznego można ustawić, naciskając przycisk przesunięcia ciśnienia statycznego ⑥. Aby wykonać test, po ustawieniu wszystkich parametrów zgodnie z żądaniem, naciśnij przycisk *odtwarzania* ⑧. Jeśli chcesz kontynuować badanie drugiego ucha, naciśnij przycisk *ucha* ⑩. Testowanie odruchu strzemiączkowego można zakończyć, naciskając przycisk *stop* ⑦.

Urządzenie oferuje cztery dostępne sloty do przechowywania pomiarów dla każdej kolejnej częstotliwości bodźca lub drogi stymulacji (ipsilateralny / kontralateralny). Miejsca są przedstawiane jako miniaturowe przebiegi czasowe odruchu i są opatrzone adnotacjami o poziomie prezentowanego bodźca. Mały czarny znaczek w rogu wykresu wskazuje miejsce w pamięci następnego pomiaru, który należy wykonać. Kliknięcie dowolnego wykresu spowoduje, że odpowiednia krzywa pojawi się na głównym wykresie i zostanie wybrana do zastąpienia następnym pomiarem. Przegląd wszystkich zarejestrowanych przebiegów czasowych można wyświetlić, naciskając przycisk *lupy* ⑨. Przegląd ⑫ pokazuje miniaturowe wykresy dla wszystkich częstotliwości bodźców, podczas gdy w widoku głównym widoczny jest tylko zapis odruchu aktualnie wybranej częstotliwości bodźca. Należy pamiętać, że poziomy bodźców są pokazane dla każdej częstotliwości bodźca w sekwencji wybranej przez badającego.

Test zanikania odruchu strzemiączkowego

Jeśli licencja obejmuje tympanometr klasy 1, możliwe jest pomiar czasu zanikania odruchu strzemiączkowego. Test zanikania odruchu strzemiączkowego sprawdza, czy zmiana admitancji spowodowana odruchem może być utrzymana podczas ciągłej stymulacji ipsilateralnej lub kontralateralnej. Zanik odruchu strzemiączkowego jest często określany za pomocą stymulacji kontralateralnej w celu zmniejszenia wpływu artefaktów potencjalnego bodźca na zapis ipsilateralny. Test zaniku odruchu akustycznego uważa się za pozytywny, jeżeli amplituda odruchu strzemiączkowego spada do 50% w danym okresie czasu (zwykle około 10 sekund). Niższe częstotliwości (500 Hz lub 1000 Hz) są najczęściej używane do tego testu, ponieważ nawet prawidłowo słyszące uszy mogą wykazywać szybki fizjologiczny zanik odruchu przy wyższych częstotliwościach.

Działanie modułu zaniku odruchu strzemiączkowego jest zasadniczo takie samo, jak działanie ręcznego modułu do badań odruchu strzemiączkowego, ponieważ test różni się jedynie pod względem czasu trwania bodźca i oceny zarejestrowanych przebiegów (patrz Rys 84).



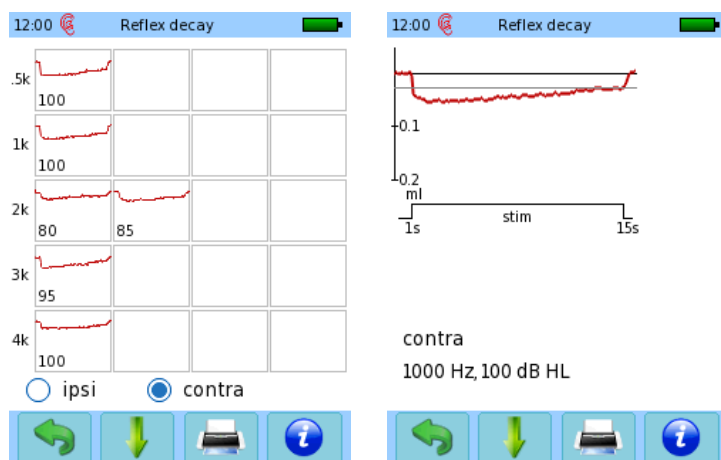
Rys 84: Pomiar zaniku odruchu akustycznego (po lewej - podczas pomiaru; w środku - po pomiarze z zanikiem ujemnym; po prawej - po pomiarze z zanikiem dodatnim)

Badanie zanikania odruchu strzemiączkowego zwykle wykonuje się przy poziomach bodźca 10 dB większych od progu wywołania odruchu strzemiączkowego. Dlatego określenie progu odruchu strzemiączkowego, ręcznie lub automatycznie, powinno być wykonane przed badaniem zanikania odruchu. Wartość ciśnienia statycznego do badania należy ustawić na ciśnienie szczytowe, tak jak w przypadku normalnego pomiaru odruchu strzemiączkowego. Należy pamiętać, że intensywne poziomy bodźców mogą być dla Pacjenta niekomfortowe, a nawet bolesne. Należy dokonać dobrej oceny klinicznej przed użyciem bodźców o wysokiej intensywności, szczególnie podczas badania zaniku odruchu akustycznego, gdzie faktyczny czas trwania prezentacji bodźca wynosi 14 sekund.

Jeżeli test zanikania odruchu strzemiączkowego jest pozytywny, tj. przebieg osiąga połowę początkowej amplitudy odruchu strzemiączkowego przed końcem pomiaru. Czas, w którym osiągnięto tę amplitudę, pokazywany jest na wykresie jako czas półtrwania odruchu. Szara linia na wykresie reprezentuje wartość 50% amplitudy pierwotnego odruchu strzemiączkowego.

Widok zawierający wyniki testu zanikania odruchu strzemiączkowego (patrz Rys 85) jest podobny do modułu klasycznego pomiaru odruchu strzemiączkowego i pokazuje przegląd wszystkich ipsilateralnych i kontralateralnych przebiegów czasowych zarejestrowanego zanikania odruchu

strzemiączkowego. Wybierając dowolny z miniaturowych wykresów, otwiera się odpowiedni widok szczegółowy. Pod wykresem wykreślono przedział czasowy bodźca (bodziec włączony od 1 do 15 s po rozpoczęciu pomiaru).



Rys 85: Wynik testu zanikania odruchu strzemiączkowego (po lewe - przegląd wyników; po prawej - szczegółowe informacje)

Należy pamiętać, że zmiany admitancji można monitorować za pomocą łatwego podtestu trąbki Eustachiusza (patrz 3.2.13: *Testy drożności trąbki Eustachiusza*). W ten sposób można zarejestrować zmiany admitancji wywołane podczas stymulacji w wolnym polu akustycznym, w aparatach słuchowych lub za pośrednictwem systemów implantów słuchowych. Z uwagi na fakt, że urządzenie w żaden sposób nie posiada informacji o rodzaju stymulacji, interpretacja wyników leży w całości po stronie osoby wykonującej badanie.

LITERATURA

- American Speech-Language-Hearing Association (1988): Tympanometry, online: <http://www.asha.org/policy/RP1988-00027.htm>
- Chermak GD, Dengerink JE, Dengerink HA (1983): Test-retest reliability of the acoustic stapedius reflex, *Audiology* 22, p. 136-143
- Deutsch LJ (1972): The Threshold of the Stapedius Reflex for Pure-Tone and Noise Stimuli, *Acta Otolaryngology* 74

3.2.13 Testy drożności trąbki Eustachiusza

METODOLOGIA

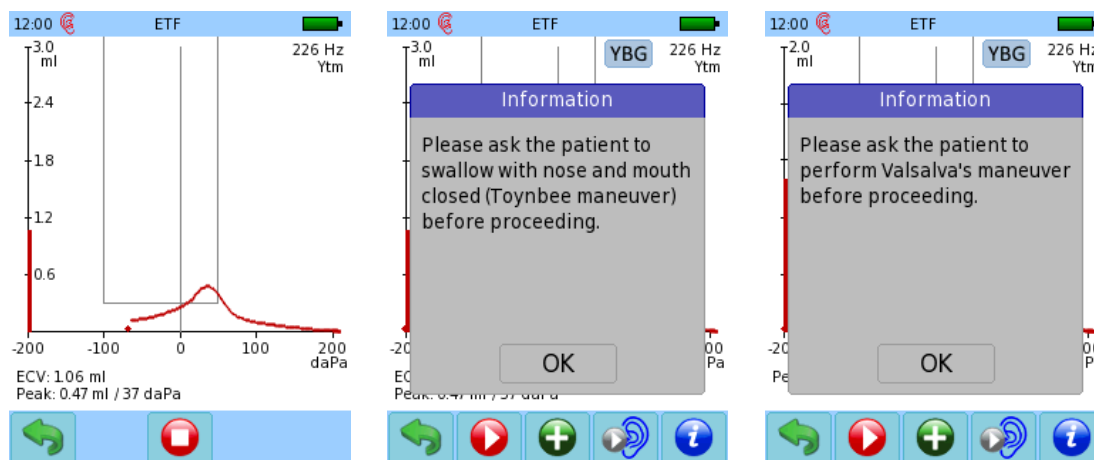
Oprócz wykonywania tympanometrii oraz pomiarów odruchu strzemiączkowego dostępne są również testy do oceny funkcji trąbki Eustachiusza (ETF); dostępne na tympanometrze klasy 1. Test ETF służy do sprawdzenia poprawności działania trąbki Eustachiusza w różnych warunkach. Trąbka Eustachiusza zapewnia wyrównanie ciśnienia powietrza pomiędzy uchem środkowym a nosogardłem, czyli do ciśnienia powietrza na zewnątrz. Wyrównanie ciśnienia można spowodować przez przełknięcie śliny lub ziewanie. Znaczne różnice ciśnień pomiędzy uchem środkowym a otoczeniem, powodują chwilową przewodzeniową utratę słuchu z powodu zmniejszonej elastyczności błony bębenkowej i kosteczek słuchowych. Niektóre choroby ucha środkowego, takie jak np. zapalenie ucha środkowego, również mogą wpływać na czynność trąbki słuchowej.

ZASTOSOWANIE W PRAKTYCE

Wybierz ETF i żądany podtest z sekcji *Immitancja* w menu wyboru modułów pomiarowych. Wszystkie testy ETF wymagają sondy usznej EP-TY. Obsługa sondy usznej jest opisana w punkcie [3.2.11: Tympanometria](#). Poniżej przedstawiono praktyczne zastosowanie różnych podtestów ETF.

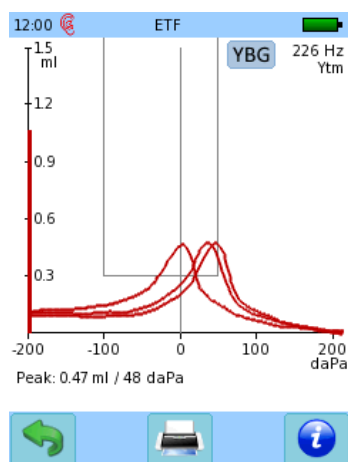
Nieperforowana błona bębenkowa

Ten test funkcji trąbki Eustachiusza można zastosować, jeśli błona bębenkowa nie jest perforowana. Podczas testu rejestrowane są trzy tympanogramy. Pomiędzy nagraniami Pacjent jest instruowany, aby przełykać z zamkniętym nosem i ustami (manewr Toynbee) i wydmuchiwać powietrze nosem, przy jednocześnie zatkniętych nozdrzach i ustach (manewr Valsalvy). Biorąc pod uwagę normalną funkcję trąbki Eustachiusza, oczekuje się, że w wyniku zmiany ciśnienia w uchu środkowym spowodowanej wykonaniem manewru Toynbee i Valsalvy szczyty podatności kolejnych tympanogramów będą się przesuwać między rejestracjami. Należy pamiętać, że różnica w przesunięciu ciśnienia statycznego między trzema szczytami tympanogramów zależy również od zdolności Pacjenta do wykonywania kolejnych manewrów. Informacje o instruowaniu Pacjenta będą wyświetlane na ekranie podczas postępu pomiaru (patrz Rys 86).



Rys 86: Pomiar funkcji trąbki Eustachiusza z nieperforowaną błoną bębenkową (po lewej - pierwszy pomiar tympanometrii bez interwencji; w środku - okno komunikatu dla drugiego pomiaru tympanometrii z manewrem Toynbee; po prawej - okno komunikatu dla trzeciego pomiaru tympanometrii za pomocą manewru Valsalvy)

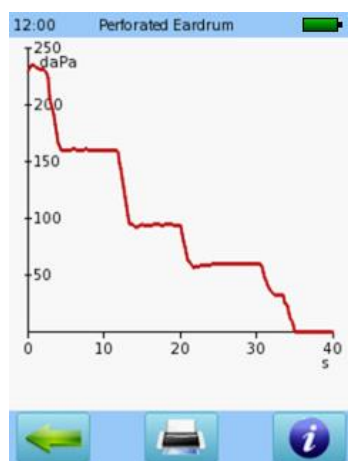
Wynik testu ETF dla nieperforowanej błony bębenkowej pokazuje wszystkie trzy tympanogramy (patrz Rys 87), tj. standardowy tympanogram i dwa tympanogramy odpowiednio z manewrem Toynbee i Valsalvy.



Rys 87: Wynik testu trąbki Eustachiusza z nieperforowaną błoną bębenkową

Perforowana błona bębenkowa

Ten test funkcji trąbki Eustachiusza można zastosować, jeśli błona bębenkowa jest perforowana. Test ten zwiększa ciśnienie w przewodzie słuchowym i uchu środkowym. Aby przetestować funkcję trąbki Eustachiusza, należy poinstruować Pacjenta, aby kilkakrotnie przełknął ślinę podczas testu. Jeśli trąbka Eustachiusza otworzy się, ciśnienie spadnie (patrz Rys 88). Należy zachować szczególną ostrożność, aby zapewnić szczelne dopasowanie sondy usznej podczas badania, aby upewnić się, że obserwowany spadek ciśnienia wynika z funkcji trąbki słuchowej, a nie z nieuszczelności.

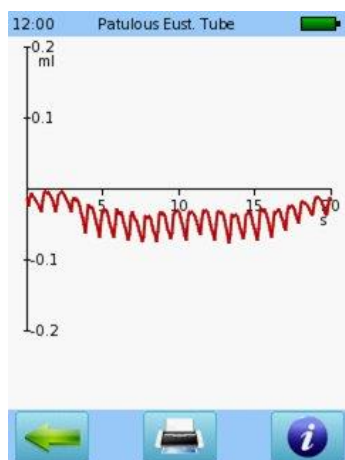


Rys 88: Wynik testu trąbki Eustachiusza z perforowaną błoną bębenkową

Patologiczna (ziejna) trąbka Eustachiusza

Ten test funkcji trąbki Eustachiusza może być stosowany u Pacjentów z ziejną trąbką Eustachiusza, tj. trąbka Eustachiusza pozostaje patologicznie długo lub stale otwarta. Test wykonuje pomiar admitancji w wysokiej rozdzielczości, podobny do pomiaru odruchu strzemiączkowego, ale bez podawania bodźca stymulującego. Zmiana admitancji jest rejestrowana i wykreślana przez 20 sekund. Test może być stosowany do monitorowania zmian w admitancji spowodowanych otwarciem trąbki

Eustachiusza podczas oddychania, żucia lub połykania. Jeśli trąbka Eustachiusza jest trwale otwarta, oczekuje się wyższej fluktuacji admitancji w porównaniu do normalnego stanu ucha środkowego. W takich przypadkach na krzywej admitancji można zidentyfikować rytm bicia serca lub oddechu.



Rys 89: Wynik testu rozwartej trąbki Eustachiusza z rytmem bicia serca Pacjenta widocznym na krzywej admitancji

LITERATURA

- Smith ME, Tysome JR (2015): Tests of Eustachian tube function: a review, *Clinical Otolaryngology* 40, p. 300-311

Made in Germany



PATH MEDICAL GmbH
Landsberger Straße 65
82110 Germering
Niemcy

Tel.: +49 89 800 76 502 Fax: +49 89 800 76 503 Internet: www.pathme.de

