



Manual de Proceduri

Proceduri de testare psiho-acustică și fiziologică pentru
evaluarea tulburărilor auditive

Context științific, metodologie, utilizare practică

Senti & Sentiero

Producător

PATH MEDICAL GmbH

Landsberger Str. 65
D-82110 Germering
Germania

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

Informații despre manual

Numărul articolului: 100893-RO
Data lansării: 2018-07
Ediția revizuită: 05
Valabil de la: Firmware Rev. 2.2¹, Mira PC Software Rev. 1.7

Toate articolele, produsele, mărcile de fabricație și mărcile comerciale menționate sunt înregistrate sau deținute de companiile menționate.

Toate informațiile, ilustrațiile și specificațiile furnizate în acest manual se bazează pe cele mai recente informații despre produse disponibile în momentul publicării. PATH MEDICAL își rezervă dreptul de a efectua modificări în orice moment fără notificare.

Cea mai recentă revizuire a Manualului de Proceduri este disponibilă online la www.pathme.de/support/download.

Sunt exceptate erorile și omisiunile.

Notă privind drepturile de autor

Nici o parte a acestui manual nu poate fi reprodusă, tradusă, stocată sau transmisă, sub nici o formă sau prin mijloace electronice, mecanice, fotocopiere, înregistrare sau altfel, fără acordul prealabil scris al PATH MEDICAL GmbH.

Drepturile de autor ale literaturii menționate rămân autorilor. Consultați lista de referințe pentru literatură.

Drepturi de autor © 2018 PATH MEDICAL GmbH



¹ Rețineți că unele caracteristici de microprograme planificate sunt deja descrise în acest document.

Cuprins

1	Introducere.....	5
2	Prezentare generală	7
3	Metodologie, utilizare practică, context științific	13
3.1	Proceduri de testare psiho-acustică.....	14
3.1.1	Audiometria cu ton pur (PTA)	15
3.1.2	Verificarea interactivă grafică auditivă cu opțiuni multiple (MAGIC)	20
3.1.3	Prezentare generală: Teste de inteligibilitate a vorbirii	25
3.1.4	Înțelegerea vorbirii în zgomot (SUN).....	26
3.1.5	Testul audiometric Mainzer pentru copii (MATCH)	30
3.1.6	Testul universal de vorbire (UST)	36
3.1.7	CD Player pentru Vorbire	42
3.1.8	Vorbirea în direct.....	44
3.1.9	Testarea de Screening Auditiv München pentru Tulburările de Procesare (MAUS).....	46
3.1.10	Testul de Discriminare în Discursul Auditiv Bochum (BASD).....	50
3.1.11	Inventarul de Handicap de Auz pentru Screeningul Vârstnicilor (HHIE-S)	55
3.2	Proceduri de testare fiziologică.....	57
3.2.1	Prezentare generală: Emisiile Otoacustice	58
3.2.2	Emisiile otoacustice Evocate Tranzitorii (TEOAE).....	67
3.2.3	Emisiile otoacustice de Producere a Distorsiunii (DPOAE).....	73
3.2.4	Privire de ansamblu: Potențialele Evocate Auditive	91
3.2.5	Răspunsurile Auditive de Trunchi Cerebral (ABR)	95
3.2.6	Răspunsurile Auditive la Starea de Echilibru (ASSR)	115
3.2.7	Electrocochleografia (ECochG).....	125
3.2.8	Privire de ansamblu: Audiometria de imitație	129
3.2.9	Timpanometria	133
3.2.10	Testarea Reflexului Acustic.....	141
3.2.11	Testele de funcționare a tubului Eustachian.....	148

1 Introducere

Dispozitivele Senti și Sentiero sunt instrumente medicale portabile independente de calculator, concepute pentru o manipulare ușoară și o evaluare detaliată a afecțiunilor auditive la diferite stadii ale căii auditive la sugari, copii și adulți. Se pot conecta traductoare diferite pentru provocarea stimulilor și electrozi pentru măsurarea potențialelor auditive din scalp. Un ecran tactil permite gestionarea datelor pacientului, setarea parametrilor, controlul procedurilor de măsurare și vizualizarea rezultatelor. Datele pot fi transferate pe un calculator pentru analize ulterioare.

Toate dispozitivele sunt modulare, astfel încât pot fi combinate subseturi de metode de testare disponibile. Este posibil ca unele dintre metodele menționate în acest manual să nu fie incluse pe dispozitivul dumneavoastră. Disponibilitatea modulelor de testare depinde de tipul de dispozitiv (Senti, Senti Desktop, Sentiero, Sentiero Advanced și Sentiero Desktop) și de licența instalată pe dispozitiv. Contactați distribuitorul dacă doriți să vă actualizați licența pentru a include mai multe module de testare. Capturile de ecran sunt furnizate cu titlu de exemplu și se pot abate de la reprezentarea de pe dispozitiv.

Scopul acestui Manual de Proceduri este de a vă familiariza cu toate metodele disponibile pe dispozitivele Senti și Sentiero. În secțiunea [2: Prezentare generală](#), toate metodele sunt descrise rapid împreună cu aplicațiile clinice tipice și tipurile de dispozitive pentru care modulul respectiv este disponibil. Informațiile despre aspectele generale ale metodei, inclusiv contextul științific și utilizarea sa practică, sunt explicate pentru toate metodele de testare în secțiunea [3: Metodologie, utilizare practică, context științific](#).

Manualul de Proceduri oferă informații despre dispozitivele Senti și Sentiero văzute dintr-o perspectivă de utilizare zilnică. Nu înlocuiește Manualul Utilizatorului Senti și Sentiero, care este furnizat împreună cu dispozitivul și care descrie funcția principală a dispozitivului într-o versiune condensată. Pentru informații generale despre manipularea dispozitivului și despre funcții, utilizare, service și întreținere, curățare, accesorii, garanție, note privind siguranța, specificații tehnice și compatibilitate electromagnetică, vă rugăm să consultați **Manualul Utilizatorului Senti și Sentiero**. Pentru informații despre datele tehnice și parametrii modulului de testare disponibile, vă rugăm să consultați **Specificațiile Tehnice Senti și Sentiero**. Pentru informații suplimentare despre dispozitiv și modulele sale de testare, vă rugăm să consultați **secțiunea Învățare a website-ului PATH MEDICAL**, care include lucrări științifice, tutoriale despre dispozitive, ghiduri rapide și videoclipuri despre dispozitive.

Manualul de Proceduri este furnizat "ca atare". PATH MEDICAL a avut grijă ca conținutul și descrierile să fie corecte. Conținutul a fost adunat și corectat cu contribuția științifică a profesioniștilor și a experților pe termen lung în domeniu. Literatura de specialitate selectată este oferită pentru a permite cititorului să citească mai mult în contextul științific al metodelor implementate pe Senti și Sentiero. PATH MEDICAL nu își asumă nici o răspundere care decurge din interpretarea (eronată) sau din aplicarea (necorespunzătoare) a acestui *Manual de Proceduri* și a referințelor furnizate.

Rețineți că acest *Manual de Proceduri* are rolul de a asista personalul calificat în domeniul audiologic și nu înlocuiește formarea și calificarea adecvată.

2 Prezentare generală

Tabelul 1 descrie pe scurt toate modulele de testare disponibile pe dispozitivele Senti și Sentiero (inclusiv Senti [modelul SIH100097], Senti Desktop [modelele SID100419, SID100433], Sentiero [modelele SOH100098, SOH100360] și Sentiero Desktop [modelele SOD100497] împreună cu aplicațiile lor clinice. Consultați *Manualul Utilizatorului Senti și Sentiero* pentru domeniul de utilizare și contraindicațiile dispozitivului.

Modul de testare	Scurtă descriere / Aplicație clinică	Dispozitive
AUDIOMETRIA CU TON PUR		
PTA Audiometrie cu ton pur	Audiometria cu ton pur în conformitate cu IEC 60645-1, inclusiv modul de screening și prag, stimularea conductanței aeriene și osoase, zgomotul de mascare contralateral, audiometria cu frecvență înaltă până la 16 kHz și procedurile automate de detecție a pragului.	Toate
	Determinarea frecvenței specifice a stării auzului la subiecții cooperanți pentru screening-ul și diagnosticul audiologic și medicina ocupațională.	
MAGIC Control interactiv grafic cu opțiuni multiple	Audiometria cu ton pur pe bază de imagine și auto-controlată, incluzând stimularea conductanței aeriene și osoase. - <i>MAGIC Screen</i> : modul de screening cu niveluri fixe de stimulare definite de utilizator - <i>MAGIC Audio</i> : modul prag cu niveluri de stimulare controlate automat.	Toate
	Determinarea frecvenței specifice a stării auzului la subiecții cooperanți (în special la copiii preșcolari și școlari) pentru screening-ul și diagnosticarea audiologică.	
AUDIOMETRIA VOCALĂ		
SUN Înțelegerea vorbirii în zgomot	Audiometria de vorbire auto-controlată cu logatomi și zgomot ipsilateral. - <i>SUN Predefinit</i> : modul de screening cu niveluri fixe de vorbire definite de utilizator - <i>SUN Adaptiv</i> : modul prag cu niveluri de vorbire controlate automat	Toate
	Determinarea inteligibilității vorbirii în zgomot la subiecții cooperanți pentru screeningul audiologic (în special la vârstnici) (<i>SUN Fix</i>) și diagnosticare (<i>SUN Adaptiv</i>).	
MATCH Testul audiometric Mainzer pentru copii	Audiometria cu ton pur pe bază de imagine și auto-controlată cu cuvinte realiste și zgomot ipsilateral opțional. - <i>MATCH Fix</i> : nivel fix de vorbire definit de utilizator - <i>MATCH Adaptiv</i> : modul prag cu niveluri de vorbire controlate automat	Toate
	Determinarea inteligibilității vorbirii în liniște și în zgomot	

Modul de testare	Scurtă descriere / Aplicație clinică	Dispozitive
	la subiecții cooperanți pentru diagnosticarea audiologică. Cuvintele și imaginile sunt optimizate pentru copiii cu vârsta de doi ani.	
UST Testul Universal de Vorbire de exemplu, Freiburger (germană), Dr. Tato (spaniolă), NU-6 (engleză), CID W-22 (engleză), PBK-50 (engleză), Maryland CNC (engleză), Cuvinte franțuzești CAD (franceză)	Audiometria de vorbire cu cuvinte (de exemplu, cuvinte monosilabice, numere) și zgomot opțional ipsilateral sau contralateral. Modulul de testare este disponibil pentru diferite liste de cuvinte. Notă: există adaptări specifice fluxului de lucru pentru a se potrivi fluxului de lucru tipic al unui test de vorbire. Determinarea inteligibilității vorbirii în liniște și în zgomot la subiecții cooperanți pentru diagnosticarea audiologică. Grupul de vârstă vizat depinde de materialul de vorbire al testului respectiv.	Toate ¹
CD Player pentru Vorbire de exemplu, NVA (olandeză)	Audiometria de vorbire cu cuvinte (de exemplu, cuvinte monosilabice, numere) a rulat continuu ca pe un CD player și cu zgomot opțional ipsilateral sau contralateral. Notă: există adaptări specifice fluxului de lucru pentru a se potrivi fluxului de lucru tipic al unui test de vorbire. Determinarea inteligibilității vorbirii în liniște și în zgomot la subiecții cooperanți pentru diagnosticarea audiologică. Grupa de vârstă vizată depinde de materialul de vorbire al testului respectiv.	Toate ¹
Vorbirea în direct	Audiometria de vorbire cu discurs în direct și multiple moduri de testare, inclusiv pragul de detectare a vorbirii, pragul de recunoaștere vocală și recunoașterea cuvintelor. Determinarea pragurilor de detecție a vorbirii și a pragurilor de recunoaștere a vorbirii / cuvintelor în liniște.	Toate
ALTE TESTE AUDIOMETRICE SUBIECTIVE		
MAUS Testul de screening auditiv München pentru tulburările de procesare	Teste pe bază de discurs cu subtestări privind secvența silabelor, cuvintele în zgomot, diferențierea și identificarea fonemelor. Screening pentru tulburările de procesare auditivă (ADP) la subiecții cooperanți (în special la copii cu vârsta cuprinsă între 6 și 11 ani).	Toate ¹
BASD Testul de Discriminare în Discursul Auditiv Bochum	Baterie de încercare pentru discriminare auditivă cu subtestări privind discriminarea consoanelor și modificări de înaltă rezoluție în modularea frecvenței, nivelului, timpului și amplitudinii și prezentarea stimulului monaural, binaural, dihotic și interaural. Diagnosticarea tulburărilor de procesare auditivă și a tulburărilor de dezvoltare a vorbirii la subiecții cooperanți.	Toate
HHIE-S Inventarul de Handicap de Auz pentru Screeningul	Chestionar privind limitările de activitate, restricțiile de participare, sentimentele asociate și emoțiile vieții de zi cu zi.	Toate

Modul de testare	Scurtă descriere / Aplicație clinică	Dispozitive
Vârșnicilor	Determinarea stării de auz subiective la subiecții adulți cooperanți pentru screening-ul audiologic.	
EMISIILE OTOACUSTICE		
TEOAE Emisii Otoacustice Evocate Tranzitorii	Testarea obiectivă pentru verificarea funcționalității celulelor păroase externe în intervalul de la 0,7 până la 4 kHz (fie în întregul interval de frecvență, fie în cinci benzi de frecvență), utilizând un stimulent în bandă largă pe termen scurt și detectarea răspunsului statistic. - <i>TEOAE Quick</i> : criteriu de oprire fix - <i>TEOAE Diagnostic</i> : criteriu de oprire definit de utilizator în diferite benzi de frecvență	Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497]
	Determinarea statutului celulelor păroase externe la subiecții din toate grupele de vârstă (în special la nou-născuți și sugari) pentru screening și diagnostic audiologic.	
DPOAE Emisiile Otoacustice de Producere a Distorsiunii	Testul obiectiv pentru verificarea funcționalității celulelor păroase externe la frecvențe specifice utilizând doi stimuli sinusoidali care se suprapun pe membrana bazilară și detectarea răspunsului statistic - <i>DPOAE Quick</i> : un nivel de stimulare fix definit de utilizator - <i>DPOAE Diagnostic</i> : mai multe niveluri de stimulare fixe definite de utilizator (Sentiero Desktop: opțional cu compensare de presiune statică) - <i>DPOAE Prag</i> : estimarea pragului cu niveluri de stimulare controlate automat Funcții opționale suplimentare: - <i>DPHIREs</i> : selecția de frecvență definită de utilizator (pornire, oprire, dimensiune pas): permite evaluarea structurii fine DPOAE; măsurarea multicanal: permite efectuarea simultană a testelor la frecvențe multiple - <i>FMDPOAE</i> : DPOAE modulate cu cu frecvență, permite reducerea impactului celei de-a doua surse DPOAE	Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497]
	Determinarea stării celulelor păroase externe la subiecții din toate grupele de vârstă în scopuri audiologice: de exemplu, urmărirea după screeningul auditiv al nou-născutului, confirmarea pierderii cohleare a auzului, diagnosticul auditiv topologic, detectarea insuficienței cohleare în stadiu incipient în timpul expunerii la zgomot sau la administrarea de medicamente ototoxice; determinarea frecvenței specifice a pragurilor de auz (<i>DPOAE Prag</i>).	
POTENȚIALE AUDITIVE EVOCATE		
ABR Răspunsurile auditive de trunchi cerebral	Testarea obiectivă pentru verificarea procesării sunetului cohlear și neural utilizând diferiți stimuli pe termen scurt. - <i>Quick ABR</i> : un nivel de stimulare fix definit de utilizator; evaluarea statistică a undei V - <i>ABR</i> : multiple niveluri de stimulare fixe definite de utilizator, cu tipuri de stimuli multiple (clic, modulație),	Sentiero [SOH100360]

Modul de testare	Scurtă descriere / Aplicație clinică	Dispozitive
	<p>stimularea conductanței aeriene și osoase, mascarea contralaterală, detectarea statistică a undei V</p> <p>Funcții opționale suplimentare:</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>ABR-FS</i>: modulație joasă/medie/înaltă, izbucniri de ton - <i>ABR-BIN</i>: măsurare binaurală 	
	Determinarea stării auzului de-a lungul căii auditive până la trunchiul cerebral la subiecții din toate grupele de vârstă în scopuri audiologice: de exemplu, diagnoza ulterioară după screening-ul auditiv al nou-născutului, diagnosticul neurologic, diagnosticul auditiv topologic, determinarea pragurilor de auz.	
E-ABR (în pregătire) Răspunsurile auditive de trunchi cerebral evocate electric	Testarea obiectivă pentru verificarea procesării sunetului cohlear și neuronal cu detectarea răspunsului statistic prin înregistrarea potențialului evocate electric declanșate extern de un sistem de testare a implantului cohlear (furnizat de producătorul implantului cohlear).	Sentiero [SOH100360]
	Determinarea statutului auzului de-a lungul căii auditive până la trunchiul cerebral la subiecții din toate grupele de vârstă cu un implant cohlear în scopuri audiologice incluzând montarea cohleară a implantului.	
ECochG (în pregătire) Electrocochleografia	Testarea obiectivă pentru verificarea procesării sunetului cohlear și neural utilizând stimuli clic pe termen scurt și detectarea răspunsului statistic.	Sentiero [SOH100360]
	Determinarea stării auzului de-a lungul căii auditive, incluzând potențialul de sumare (SP), potențialul de acțiune (AP) și potențialul microfonic cohlear (CM) la subiecții din toate grupele de vârstă în scopuri audiologice.	
ASSR Răspunsurile Auditive la Starea de Echilibru	Testarea obiectivă pentru verificarea procesării sunetului cohlear și neuronal utilizând stimuli modulație specifici frecvenței (undă mișcătoare cohleară compensată), 40/80 Hz și rate de stimulare mixte, teste multi-canale, mascarea contralaterală și detectarea răspunsului statistic.	Sentiero [SOH100360]
	<ul style="list-style-type: none"> - <i>ASSR Fix</i>: niveluri fixe de stimulare definite de utilizator - <i>ASSR Prag</i>: estimarea pragului cu niveluri de stimulare controlate automat 	
	Determinarea stării auzului de-a lungul căii auditive până la trunchiul cerebral (80 Hz) și regiunile subcortice (40 Hz) la subiecții din toate grupele de vârstă în scopuri audiologice: de exemplu, urmărirea diagnosticului după screening-ul auditiv al nou-născutului, diagnosticul neurologic, diagnosticul auditiv topologic, determinarea specifică de frecvență a pragurilor de auz.	
AUDIOMETRIA DE IMITANȚĂ		
Timpanometria	Testul obiectiv pentru măsurarea impedanței urechii medii în funcție de presiunea statică (+/-) în canalul urechii externe.	Sentiero Desktop [SOD100497]

Modul de testare	Scurtă descriere / Aplicație clinică	Dispozitive
	Determinarea stării urechii medii la subiecții din toate grupele de vârstă în scopuri audiologice: de exemplu, detectarea patologiilor urechii medii (de exemplu, otita medie, efuziunea urechii medii, perforarea timpanului, disfuncția osicle auditive, disfuncția tubului Eustachian, otoscleroza, timpanoscleroza) sau blocarea canalului urechii.	
Pragul reflexului acustic	Testarea obiectivă pentru măsurarea reflexului acustic ipsilateral și contralateral declanșat de tonuri cu diferite nivele și frecvențe sau zgomot. - Modul automat (după efectuarea timpanometriei) - Modul manual	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Determinarea pragurilor reflexului acustic la subiecții din toate grupele de vârstă în scopuri audiologice: de exemplu, diagnosticarea topologică și detectarea patologiilor urechii medii (de exemplu, otoscleroza) sau a patologiilor neuronale (de exemplu, disfuncția nervului facial).	
Degradarea reflexului acustic	Testarea obiectivă pentru măsurarea degradării reflexelor acustice ipsilaterale și contralaterale provocate de tonuri cu diferite nivele și frecvențe sau zgomot.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Determinarea degradării reflexului acustic la subiecții din toate grupele de vârstă în scopuri audiologice, de exemplu, detectarea patologiilor retro-cochleare.	
ETF Testele de funcționare a tubului Eustachian	Testele de audiometrie de impedanță obiectivă cu subtestări multiple: timpan neperforat, timpan perforat, tub Eustachian patulos.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Determinarea funcției tubului Eustachian în condiții de testare diferite (timpan neperforat, timpan perforat, tub Eustachian patulos)	
¹ disponibil numai pentru dispozitive Senti [model SIH100097] și Sentiero [model SIH100098] cu memorie extinsă (adică, PCB revoluții ≥ 67)		

Tabelul 1: Prezentare generală a metodelor de testare disponibile pe dispozitivele Senti și Sentiero

3 Metodologie, utilizare practică, context științific

O descriere a metodologiei și a unui ghid practic al metodelor utilizate în dispozitivele Senti și Sentiero sunt prezentate în cele ce urmează. Acestea includ audiometria convențională pură (PTA sau Audio), audiometria cu ton pur pe bază de imagine (MAGIC), testele de vorbire (de exemplu, SUN, MATCH) și alte metode de testare psiho-acustică (de exemplu MAUS, BASD). Metodele de testare fiziologică cuprind emisiile otoacustice (OAE), răspunsurile auditive de trunchi cerebral (ABR), electrocochleografia (ECochG, în pregătire), răspunsurile la starea de echilibru auditiv (ASSR) și testele la urechea medie (de exemplu, timpanometrie, reflex acustic, testele funcției tubului Eustachian). Mecanismele foarte sofisticate ale generării, înregistrării, reproducerii, setărilor parametrilor de stimulare și aplicațiilor clinice ale OAE, ABR și ASSR sunt descrise în detaliu. În special, se discută relația dintre aceste măsuri și pragurile comportamentale cu ton pur. Mai mult, sunt prezentate exemple clinice. În plus, pentru fiecare modul este inclusă o listă cu referințe pentru lecturi suplimentare.

Rețineți că informațiile tehnice detaliate, de exemplu, traductoare disponibile, niveluri maxime și alte detalii tehnice sunt prezentate pentru fiecare modul într-un document separat de specificații tehnice disponibil pentru descărcare de la adresa www.pathme.de/support/. Pentru mai multe informații despre parametrii modulului de testare disponibil, consultați ajutorul online al dispozitivului.

În general, se recomandă efectuarea tuturor testelor într-o cabină protejată acustic sau într-o cameră separată, liniștită (mai ales atunci când sunt prezentați stimuli de nivel scăzut). Atunci când se utilizează sonde de urechi sau sunt inserate căști, traductorul trebuie așezat cu o strângere strânsă, fără o scurgere între vârful urechii și canalul urechii externe. O ocluzie corectă a canalului urechii de vârful urechii diminuează influența sunetului extern.

Pentru măsurători fiabile AEP trebuie folosit un cablu ecranat electromagnetic. Un cablu ecranat de electrod reduce de asemenea impactul zgomotului electromagnetic. În plus, se recomandă să păstrați conductorii electrodului aproape de corpul subiectului și să separați cu atenție cablul electrodului de cablul traductorului de sunet.

Sonda de ureche sau canalele de inserare a căștilor nu trebuie blocate, de exemplu, cu cerumen. Sondele de ureche sau căștile inserate nu trebuie utilizate în cazurile de otită externă (infecția canalului urechii externe) sau în cazul în care canalul urechii externe este ocluzat cu cerumen. Înainte de orice test, se recomandă efectuarea unei otoscopii pentru a determina dacă există vreun blocaj în canalul urechii sau orice altă tulburare vizibilă a urechii medii (de exemplu, timpan perforat). De asemenea, o deformare a canalului urechii poate deteriora transmisia sunetului și, prin urmare, poate deteriora performanța testului.

Se recomandă să se efectueze cât mai multe teste audiologice pentru a obține o imagine completă a stării auzului de-a lungul căii auditive, mai ales dacă există îndoieli cu privire la starea adevărată a auzului sau dacă există neconcordanțe sau discrepanțe. Personalul calificat trebuie să decidă ce teste sunt adecvate ținând seama de vârsta, cooperativitatea și istoricul clinic / anamneza subiectului testat. Rețineți că sugestiile interpretative și setările parametrilor recomandați sunt furnizate în acest *Manual de Proceduri* numai cu titlu informativ și nu oferă nici un indiciu în ceea ce privește diagnosticarea. Depinde de examinatorul calificat să analizeze rezultatele și să stabilească parametrii în funcție de circumstanțele individuale.

3.1 Proceduri de testare psiho-acustică

Procedurile de testare psiho-acustică includ audiometria cu ton pur, audiometria de vorbire și alte teste comportamentale care necesită feedback de la pacient.

Pentru toate testele psiho-acustice, capacitatea, disponibilitatea și concentrarea subiectului care trebuie testat sunt esențiale. Înainte de efectuarea oricărei proceduri de testare psiho-acustică, subiectul trebuie să fie instruit cu privire la sarcină. Examinatorul trebuie să se asigure că subiectul a înțeles sarcina și este capabil să îndeplinească sarcina. Plasăți întotdeauna traductorul pe urechile subiectului *după* instrucțiuni, astfel încât capacitatea auditivă a subiectului să nu fie redusă din cauza atenuării sunetului traductorului.

Condițiile de zgomot ambiental scăzute sunt, de asemenea, esențiale pentru o performanță adecvată a testelor, deoarece performanța auzului poate fi redusă artificial din cauza zgomotului ambiental ridicat.

În general, plasarea corectă și calibrarea traductorului este importantă pentru obținerea unui rezultat fiabil. Plasarea incorectă a unui traductor sau utilizarea unui traductor calibrat incorect poate influența rezultatul. Un traductor adecvat trebuie conectat și montat corespunzător. Variația poziției căștii sus-jos sau față-spate și scurgerile între căști și ureche pot produce rezultate necorespunzătoare, cum ar fi praguri de auz fals slabe, în special la frecvențe înalte.

Dacă nu este specificat altfel, toate testele psiho-acustice pot fi efectuate la subiecți de toate vârstele, atâta timp cât se poate aștepta participarea corespunzătoare și cooperarea. Aceasta înseamnă că aceste teste nu se așteaptă să fie adecvate, de exemplu, pentru copii foarte mici, subiecți cu handicap mental sau alți subiecți necooperanți. Pentru acești subiecți se recomandă aplicarea metodelor fiziologice de testare.

3.1.1 Audiometria cu ton pur (PTA)

METODOLOGIE

PTA este metoda psiho-acustică cea mai frecvent utilizată pentru testarea capacității unui subiect de a auzi diferite frecvențe sonore. PTA este testul cheie al auzului pentru evaluarea pragurilor de auz ale conductanței aeriene (AC) și conductanței osoase (BC), care permit determinarea gradului și tipului (conductiv sau senzorial) al pierderii auzului. Pragurile de auz indică de obicei cel mai fin sunet audibil pentru o persoană. Stimulii AC pot fi livrați prin căști de radio, căști de inserare sau difuzoare. Stimulii BC pot fi livrați printr-un conductor osos electro-mecanic, care este poziționat pe fruntea sau mastoidul subiectului care urmează a fi testat. Dacă există auz mai bun pentru conductanța osoasă decât pentru conductanța aeriană (decalaj aer-os), este posibilă o pierdere conductivă a auzului. Dacă pragurile de conductanță aeriană și osoasă sunt în afara limitei normale, este probabilă o pierdere senzorieurală (afectare cohleară sau retrocohleară). PTA poate fi utilizată pentru a evalua starea de auz pentru stimulii tonali la subiecții cooperanți care sunt capabili să îndeplinească sarcina, de exemplu în clinici (audiologie convențională, utilizare pe marginea patului, ambulanțe) și medicina ocupațională. Pentru a diferenția o pierdere de auz senzorieurală detectată, se pot efectua măsurători supra-prag (de exemplu, Fowler, Carhart, scalarea categorică a intensității). Emisiile Otoacustice (OAE) și potențialele evocate auditiv (AEP) pot fi utilizate pentru diagnosticarea topologică ulterioară. Rețineți că pentru subiecții care nu se așteaptă să fie capabili să efectueze testul sau nu sunt capabili să reacționeze corespunzător la sunet pentru a obține informații specifice privind frecvența în legătură cu pierderea auzului, se recomandă măsurarea pragului DPOAE sau ASSR.

Procedura de testare necesită un examinator care controlează testul și care evaluează răspunsul subiectului testat. Auzul este frecvent testat la frecvențe octave, variind de la frecvențe joase (250 Hz) la frecvențe înalte (8 kHz). O procedură tipică de testare (fluture) începe la 1 kHz, se mișcă până la frecvențe mai mari, se întoarce la 1 kHz (re-verifică) și se mișcă în jos până la frecvențe mai joase. Trebuie subliniat că intervalul de frecvență audiometric este doar o parte a întregului interval auditiv uman, care se extinde între 20 Hz și 20 kHz. Metoda de bază a PTA este să prezinte un ton pur, aproape de prag, adică să scadă nivelul de presiune sonoră până când persoana nu mai răspunde (ridicând o mână sau apăsând un buton) și apoi crescând nivelul presiunii sonore până când persoana începe să reacționeze din nou (a se vedea ISO 8253-1).

În anumite condiții, subiecții trebuie să fie testați cu zgomot de mascare pe urechea netestată, pentru a preveni că sunetul care merge de la partea stimulată până la partea nestimulată să poată fi auzit pe partea nestimulată (auz transversal). Pragul urechii testate se măsoară în același timp cu prezentarea zgomotului de mascare în urechea netestată. Pragurile obținute prin mascare oferă o reprezentare exactă a pragului real de auz al urechii testate. Atenuarea interacțională poate scădea la 0 dB pentru conductorii osoși deoarece oasele craniului sunt foarte eficiente la transmiterea sunetului. Prin urmare, se recomandă măsurarea pragurilor de conductanță osoasă întotdeauna cu zgomot contralateral de mascare. Pentru căști, atenuarea interaurală se ridică la aproximativ 40 dB. Mascarea ar trebui utilizată dacă diferența de conductanță aeriană într-o ureche și conductanța osoasă în cealaltă ureche este de 40 dB sau mai mare. Pentru căștile de inserare, atenuarea interactivă este în intervalul de 55 dB, astfel încât utilizarea căștilor de inserare reduce nevoia de mascare. O dilemă de mascare apare atunci când mascarea de la urechea netestată trece peste urechea testată și afectează testarea pragurilor pentru urechea testată. În acest caz, nu se poate

obține un prag mascat de încredere. Acest fenomen apare în general în prezența unei componente substanțiale conductive de pierdere a auzului.

PTA automată evaluează pragurile de auz după procedurile Békésy sau Hughson-Westlake. Spre deosebire de metoda de reglare, pentru care subiectul poate varia nivelul stimulului până când acesta este doar audibil, subiectul poate controla doar direcția în care nivelul stimulului variază. Subiectul crește și scade nivelul stimulului în jurul pragului auditiv în funcție de audibilitatea acestuia (metoda de urmărire). Procedurile de măsurare disponibile corespund algoritmilor sugerați de ISO 8253-1.

Screeningul PTA examinează dacă nivelurile pragului de auz la frecvențe diferite sunt mai bune, egale sau mai slabe decât nivelul de screening specificat. Stimulul este livrat la ureche la frecvențe și niveluri specifice care au fost alese pentru screening. Subiectul trece testul de screening conform unor criterii predefinite, de exemplu, o *trecere* are loc dacă toți stimulii sunt auziți în fiecare ureche. Screeningul la anumite nivele și frecvențe selectate este în mod obișnuit mai rapid, dar oferă mai puține informații decât măsurarea pragurilor de auz folosind proceduri comune PTA.

Diferite module PTA sunt disponibile:

- **PTA 4** pentru evaluarea pragurilor de ton pur de AC la frecvențe de la 125 Hz la 6 kHz cu niveluri de stimulare de la -10 la 70 dB HL în conformitate cu IEC 60645-1 clasa 4.
- **PTA 4 Avansat** pentru evaluarea pragurilor de ton pur AC la frecvențe de la 125 Hz la 8 kHz cu niveluri de stimulare de la -10 până la 110 dB HL în conformitate cu IEC 60645-1 clasa 4 cu frecvență și interval de frecvență extins.
- **PTA 3** pentru evaluarea pragurilor de ton pur AC și BC în conformitate cu IEC 60645-1 clasa 3. Frecvențele și nivelurile sunt aceleași ca și pentru PTA 4 Avansat. Datorită capacității limitate a conductorului osos electromecanic, nivelurile de stimul BC sunt mai mici. Modulul oferă, de asemenea, o opțiune de mascare contralaterală, prezentarea diferitelor tipuri de stimuli (ton pur, ton pur pulsant, ton vobulat) și proceduri automate de detectare a pragurilor (Békésy, Hughson-Westlake).
- **PTA-HF** pentru evaluarea pragurilor de ton pur la frecvențe înalte cuprinse între 9 și 16 kHz. PTA-HF este disponibil numai cu căști specifice, de exemplu, Sennheiser HDA 300.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați *Audio* din ecranul de selecție a modulelor. Selectați presetarea pe care doriți să o utilizați. Dacă este necesar, modificați parametrii (de exemplu, protocolul de audiometrie). Dacă este selectat modul *Expert*, interfața cu utilizatorul apare așa cum se arată în *Figura 1*. Apăsăți butonul *setare* (Ⓜ) (numai pentru PTA3) pentru a selecta traductorul și poziționarea acestuia (AC, mastoid BC, frunte BC), selectați tipul stimulului (ton pur, ton pur pulsant, ton vobulat), comutați pe modul de intensitate sonoră inconfortabilă (UCL), activați testarea automată sau activați vizualizarea audiogramei bilaterale (compilați date din ambele urechi într-un grafic audiogramă). Rețineți că puteți comuta și traductoare apăsând butonul AC (Ⓜ) care comută de la AC la BC (mastoid) la BC-F (frunte) dacă sunt conectate traductoarele AC și BC.

Pentru unii subiecți (de exemplu, copii), un ton pur pulsant sau un ton vobulat poate fi mai interesant decât un ton pur continuu și, prin urmare, poate fi preferat. Pentru procedura Békésy se folosesc stimuli pulsați. Pentru subiecții cu tinitus tonal, un ton pur pulsant sau vobulat poate distinge stimulul

de tinitus mai eficient. Activați modul mascare, dacă este necesar, apăsând butonul *mascare* ⑫ (consultați metodologia). Modul mascare poate fi părăsit apăsând butonul ⑭.

Înainte ca traductorul să fie montat și testul să înceapă, subiectul trebuie instruit cu privire la sarcină. Subiectul va indica dacă se aude un ton sau nu, de exemplu, prin ridicarea unei mâini sau prin apăsarea butonului de răspuns al pacientului, dacă se aude un ton, sau punând mâna jos sau eliberând butonul de răspuns al pacientului dacă *nu* se aude nici un ton. Pentru tonurile pulsate, asigurați-vă că subiectul înțelege să răspundă o dată la tonul pulsat (adică să indice *auzul* atâta timp cât sunetul pulsat este audibil) și nu pentru fiecare puls stimulat unic. Testul *nu* este destinat să fie auto-controlat de către subiect. Testele manuale trebuie să fie complet controlate de către examinator. Testele automate nu necesită controlul nivelului/frecvenței de către examinator, ci ar trebui însă supravegheate de personal calificat.

Selectați urechea de testare apăsând butonul pentru urechi ⑪. Se afișează urechea activă curentă. Dacă sunt conectate difuzoarele sau este activată măsurarea binaurală pe dispozitiv, poate fi selectată și stimularea binaurală. Efectuați fie un test manual, fie un test automat la frecvențele selectate. Pentru informații suplimentare despre un flux de lucru tipic de audiometrie cu ton pur, consultați, de exemplu ISO 8253-1 și ASHA (2005). În timpul testelor manuale, poate fi selectată frecvența stimulului ⑧, nivelul și/sau nivelul de mascare ⑦ (în modul mascare, butoanele de nivel de mascare sunt evidențiate cu o zonă gri). Nivelele selectate pot fi citite de pe reticul în audiogramă (roșu: urechea dreaptă, albastru: urechea stângă, negru: binaural, verde: mascare) și din valorile dintre elementele selectorului (în *Figura 1*: nivelul de stimulare: 40 dB HL, nivelul de realizare: -10 dB HL). Pentru PTA-HF, audiograma trece la frecvențe mai înalte atunci când se deplasează reticulul dincolo de 8 kHz. În modul mascare, fie nivelul de stimulare, fie nivelul de mascare sau ambele niveluri blocate împreună pot fi controlate. Modul blocat poate fi activat prin apăsarea butonului *blocare* ⑮. Butoanele nivelului de stimulare pot fi configurate în *Preferințele Audio* ale dispozitivului (săgeată în sus: scădere nivel, săgeată în jos: creștere nivel sau invers). Stimulul poate fi prezentat atât timp cât este apăsat butonul *difuzor* ⑨. Dacă este rulat stimulul, indicatorul de stare portocaliu ① este pornit. Dacă este redat zgomotul de mascare, indicatorul de stare verde ② este pornit. Dacă este apăsat butonul de răspuns al pacientului, indicatorul de stare verde mare ③ este pornit. Dacă se determină un prag, setați simbolul în poziția reticulelor de culoare roșie sau albastră ⑥ apăsând pe audiogramă ⑤. Simbolul poate fi dezactivat de la *auzit*, la *neauzit* până la ștergerea simbolului. Testul poate fi terminat cu butonul *oprire* ⑩.



Figura 1: Interfața cu utilizatorul Audio Expert (stânga: modul standard; dreapta: modul mascare)

Pragurile de audiere sunt reprezentate pe frecvențele de testare într-o formă de audiogramă. Simbolurile pentru urechea dreaptă sunt reprezentate în roșu, simbolurile pentru urechea stângă în albastru și simbolurile binaurale în negru. Simbolurile utilizate se referă la ISO 8253-1, Tabelul 1. Simbolurile BC pot fi reprezentate așa cum sunt propuse de ISO 8253-1 sau oglindite (reprezentare obișnuită, de exemplu, în Germania). Simbolul BC și reprezentarea simbolului de non-răspuns nu pot fi configurate în *Preferințele Audio*.

Audiograma este împărțită în trei zone colorate: verde (auz normal ≤ 20 dB HL), portocaliu (pierdere ușoară a auzului >20 până la 40 dB HL) și gri (>40 dB HL: pierdere de auz moderată până la profundă).

Pentru interpretarea rezultatului, pot fi luate în considerare următoarele indicații (a se vedea *Figura 2*):

- **Pierderea conductivă a auzului:** Audiograma prezintă praguri normale de conductanță osoasă, pragurile de conductanță aeriană sunt mai scăzute decât cele normale cu cel puțin 10 dB. Acest decalaj aer-os se produce datorită amortizării stimulilor de conductanță aeriană pe calea urechii externe și medii. O pierdere a auzului conductiv se produce în mod obișnuit din cauza unor afecțiuni ale urechii externe sau medii, incluzând anomalii ale membranei timpanice, ocluzie a canalului auditiv (de exemplu, cu cerumen), infecție a urechii medii sau fluid (de exemplu, otită medie), perforarea membranei timpanice, defecte osiculare.
- **Pierderea senzorieurală a auzului:** Audiograma prezintă pragurile de conductanță aeriană și osoasă, care se află ambele într-un interval de aproximativ 10 dB. Pragurile sunt mai mari de 20 dB HL. O pierdere a auzului senzorieural apare, de obicei, din cauza leziunilor celulelor senzoriale, ale nervului auditiv sau ale căilor auditive centrale (presbiacuzie, pierderea auzului indusă de zgomot, boala Menière, schwannoma vestibulară).
- **Pierderea mixtă a auzului:** Amestec de pierdere a auzului din cauze conductive și senzorieurale.

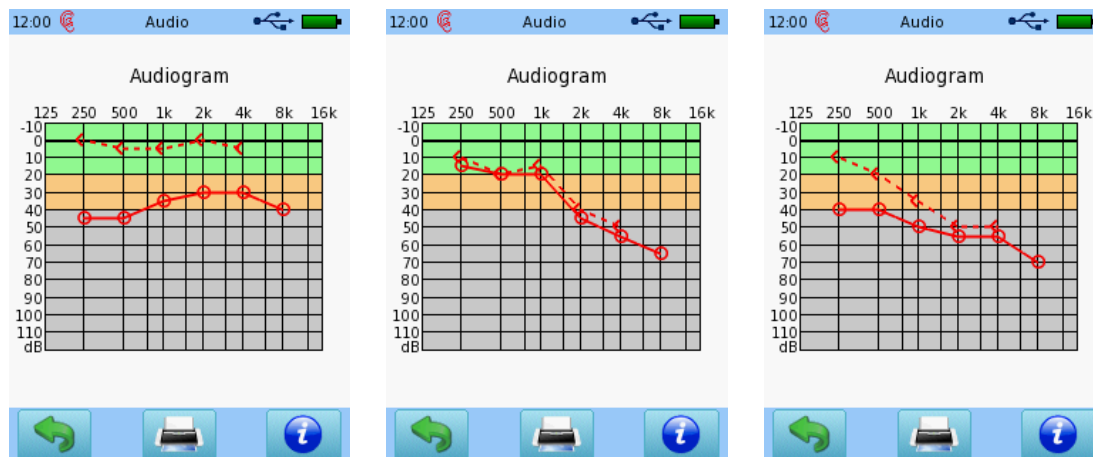


Figura 2: Exemple de rezultate audio (stânga: pierderea auzului conductiv, mijloc: pierderea auzului senzorieural, dreapta: pierdere auzului mixt cu componente conductive și senzoriale)

Ecranul, protocoalele de Diagnoză și Audio Auto oferă interfețe utilizator adaptate, așa cum se arată în *Figura 3*. Interfețele cu utilizatorul ale acestor protocoale sunt în multe părți similare cu interfața cu utilizatorul *Expert*. În cele ce urmează se explică diferențele. Interfața cu utilizatorul *Ecran* oferă un tabel de rezultate ① în locul unui grafic audiogramă. Tabelul conține fie nivelul testat (auzit), fie *NR = nici un răspuns* (neauzit). Combinația frecvență/nivel activ curent este evidențiată în tabelul cu

rezultate. Interfața cu utilizatorul Audio Auto oferă un buton de redare ③ în locul butonului difuzor, care permite pornirea procedurii de detectare automată a pragului. Răspunsul pacientului, care este citit de la butonul de răspuns al pacientului, influențează direcția nivelului de stimulare. Dacă un prag este detectat de algoritmul automat, acesta este setat automat în graficul audiogramă. În toate protocoalele, nu există nici un buton *setări* și *mascare*. În schimb, în subsolul paginii, aveți acces direct pentru a schimba tipul de stimul (ton pur, ton pur pulsat ton vobulat) prin apăsarea butonului *tipul stimulului* ②.



Figura 3: Interfețele cu utilizatorul Audio pentru diferite protocoale (stânga: Ecran, mijloc: Diagnosticare, dreapta: Audio Auto)

LITERATURĂ

- American Speech-Language-Hearing Association [Asociația Americană Vorbire-Limbă-Auz] (2005): Guidelines for manual pure-tone threshold audiometry [Instrucțiuni pentru audiometria manuală de prag cu tonuri pure], online: <http://www.asha.org/policy/GL2005-00014.htm>
- IEC 60645-1: Electroacustică - Echipament audiometric - Partea 1: Echipamente pentru audiometrie cu ton pur
- ISO 8253-1: Acustică - Metode de testări audiometrice - Partea 1: Audiometria conductanței aeriene și osoase cu ton pur

3.1.2 Verificarea interactivă grafică auditivă cu opțiuni multiple (MAGIC)

METODOLOGIE

Audiometria prin joc este o metodă bine stabilită în audiologia pediatrică. Cu toate acestea, procedeul de testare, în care copilul trebuie să fie în permanență observabil, este obositor, iar sarcina (de obicei plasarea unui știft într-un panou cu știfturi) variază foarte puțin. În contrast, procedurile de testare bazate pe imagine și auto-ritmate pot spori considerabil atenția copilului. MAGIC este un test bazat pe imagine, auto-controlat, care oferă o alternativă jucăușă la audiometria convențională pură. Testul este conceput special pentru copiii preșcolari și școlari, dar poate fi folosit și pentru alte subiecte cooperante. Rețineți că pentru subiecții care nu se așteaptă să fie capabili să efectueze testul sau nu sunt capabili să reacționeze corespunzător la sunet, este recomandată măsurarea pragului DPOAE sau ASSR.

Două fluxuri de lucru MAGIC sunt disponibile:

- **MAGIC Screen** permite scanarea rapidă a auzului la frecvențe și niveluri selectabile de utilizator. Dacă sunt selectate mai multe nivele, algoritmul începe de la cel mai mic nivel și trece la nivelul următor, de fiecare dată când tonul nu este auzit.
- **MAGIC Audio** permite determinarea pragului de auz la frecvențele selectabile de utilizator, cu un algoritm de serializare controlat automat. Sunt incluse tonuri mute pentru detectarea intrărilor incorecte ale subiectului.

MAGIC poate fi realizat la frecvențe audiometrice standard de la 250 Hz la 8 kHz. Diferitele animale reprezintă frecvențe diferite (vacă = 250 Hz, urs = 500 Hz, elefanți = 1 kHz, pisică = 2 kHz, oaie = 3 kHz, șoarece = 4 kHz, pasăre = 5 sau 6 kHz, delfin = 8 kHz – a se vedea Figura 4).

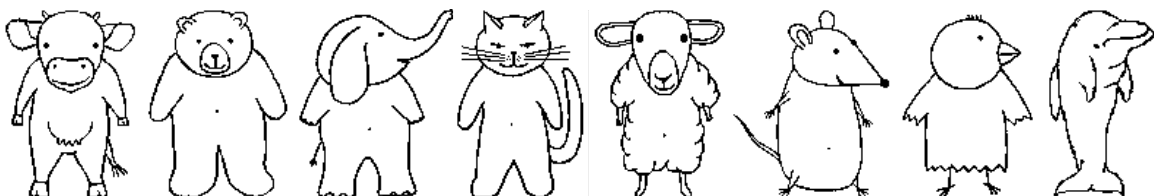


Figura 4: MAGIC animale (de la stânga la dreapta: vacă, urs, elefant, pisică, oaie, șoarece, pasăre și delfin)

Fiecare animal este prezentat în trei variante: *neutru* pentru a începe prezentarea sunetului, *sănătos* și *bolnav* pentru a indica cele două condiții *auzit* și respectiv *neauzit* (a se vedea Figura 5). Fluxul de lucru auto-controlat necesită o explicație extensivă pentru subiect. O poveste introductivă este recomandată pentru explicarea sarcinii și pentru motivarea subiectului de testat. Subiectul își asumă rolul de medic care are sarcina de a diagnostica animalele sănătoase și bolnave pe baza faptului că scot sau nu un sunet. Aceasta poate, de asemenea, să ușureze presiunea asupra subiectului, deoarece nu este el/ea cel/cea care este diagnosticat/ă, ci el/ea va diagnostica capacitatea animalelor de a produce sunete.

Prin intermediul ecranului tactil, subiectul controlează prezentarea sunetului și răspunsul dacă sunetul a fost auzit (animal sănătos) sau nu (animal bolnav). Examinatorul explică procedura de testare în timpul fazei de instruire, supraveghează măsurarea și asistă subiectul, dacă este indicat. De asemenea, examinatorul poate interveni în procedura de măsurare în orice moment sau poate efectua o retestare la orice frecvență, dacă este necesar (MAGIC Audio).

Pentru informații generale despre audiometria convențională cu ton pur, consultați secțiunea [3.1.1: Audiometria cu ton pur \(PTA\)](#).

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați *MAGIC* din ecranul de selecție a modulelor. Selectați presetarea pe care doriți să o utilizați. Dacă este necesar, schimbați parametrii (de exemplu, modul de testare, frecvența, nivelurile de screening (MAGIC Screen) / intervalul nivelului de testare (MAGIC Audio), tipul de stimul) și numele presetării, după cum este necesar. Pentru anumiți subiecți (de exemplu, copiii), un ton vobulat poate fi mai interesant decât un ton pur și, prin urmare, poate fi preferat. De asemenea, pentru subiecții cu tinitus tonal, un ton vobulat poate distinge stimulul de tinitus mai eficient.

Asigurați-vă că este conectat un traductor valid (de exemplu, căști de radio, căști de inserare, conductor osos) și selectați urechea de testare (*dreapta + stânga*: măsurarea secvențială a urechii din dreapta și stânga pentru fiecare frecvență). Măsurarea poate fi inițiată cu faza de introducere (dacă este activată în setări) sau cu faza de testare.

Se recomandă să începeți cu faza de instrucțiuni. Pentru instruire spuneți subiectului că sarcina lui este de a fi doctor acum. Unele animale vor produce un sunet deoarece sunt sănătoase și fericite (arată aplauze cu mâinile în sus) și unele animale nu vor produce nici un sunet deoarece sunt bolnave (arătați că poartă o eșarfă). Subiectul în rolul de medic trebuie să afle care animale sunt sănătoase și care sunt bolnave. Pentru a afla dacă animalul produce un ton sau nu, animalul neutru va fi apăsat (a se vedea *Figura 5* - ①). Răspunsul va fi dat prin apăsarea respectivului animal sănătos ③ sau bolnav ②. Răspunsul este acceptat numai *după* ce burta animalului neutru a fost apăsată, adică după prezentarea tonului. Faza de instrucțiuni începe cu un stimul la un nivel inițial definit de utilizator (MAGIC Audio) sau la un nivel fix determinat de dispozitiv (MAGIC Screen). Al doilea stimul este prezentat cu un nivel de 10 dB mai mic (dacă a fost auzit primul răspuns). În cele din urmă, este prezentat un ton mut pentru a obișnui subiectul cu situația în care se poate să nu apară nici un sunet.



Figura 5: Interfața cu utilizatorul MAGIC (stânga: prezentare ton și răspuns; mijloc/dreapta: selecția animalului)

O instruire tipică poate urma fluxului de lucru prezentat în *Tabelul 2*. O scurtă fișă de instrucțiuni este de asemenea disponibilă pentru descărcare în secțiunea de *Învățare* a website-ului PATH MEDICAL.



Instruirea făcută de examinator	Sarcină pentru examinator
<i>Aici vezi un animal. Apasă pe burta animalului și poți auzi dacă animalul scoate un sunet sau nu. Primul animal scoate un sunet.</i>	Arătați subiectului cum să apese burta animalului neutru.
<i>Apasă burta animalului. Auzi sunetul?</i>	Cereți subiectului să apese de câteva ori pe burtă.
<i>De fiecare dată când apeși burta animalului, se aude un sunet.</i>	Subiectul trebuie să notifice că sunetul este audibil. Dacă nu, trebuie selectat un nivel de stimulare mai mare (apăsarea <i>nu s-a auzit</i> : nivelul stimulului crește cu 20 dB automat). Repetați instrucțiunea de la primul pas. Arătați subiectului cum să apese animalul sănătos corespunzător celor <i>auzite</i> .
<i>Următorul animal scoate, de asemenea, un sunet, dar este un sunet mai silențios. Apasă burta și ascultă.</i>	Subiectul ar trebui să audă și acest sunet. Asigurați-vă că subiectul apasă animalul sănătos corespunzător celor <i>auzite</i> .
<i>Următorul animal nu scoate nici un sunet. Nu vei auzi nimic. Apasă burta și ascultă.</i>	Subiectul trebuie să notifice că nici un sunet nu este audibil. Dacă nu, repetați instrucțiunea. Arătați subiectului cum să apese animalul bolnav corespunzător pentru <i>nu s-a auzit</i> .

Tabelul 2: Instruire MAGIC

După faza de instrucțiuni începe faza de testare. În funcție de vârstă și abilitățile fizice/mentale, faza de testare poate fi efectuată complet auto-controlat (adică, subiectul introduce răspunsul) sau cu ajutorul examinatorului. Supravegherea de către un examinator calificat este recomandată în orice moment.

Progresul procedurii de testare poate fi vizualizat de pe un raft de la care este selectat animalul testat curent (opțiune pentru MAGIC Audio). În timpul testului, verificați dacă subiectul rulează testul în mod corespunzător. Dacă există vreo sugestie că subiectul nu înțelege fluxul de lucru (de exemplu, apăsând animalul sănătos după prezentarea tonului mut sau apăsând pe ecran aleatoriu), puteți reporni testul sau repeta faza de instrucțiuni între acestea (opțiunea din setările ⑤) (MAGIC Audio). De asemenea, un răspuns anterior al pacientului poate fi anulat când apăsați pe butonul *anulare* ④ din subsol (apăsați butonul *pornire/oprire* pentru a face subsolul vizibil).

În antet, sunt furnizate informații despre starea actuală a testării, inclusiv nivelurile de stimulare și răspunsul subiectului (a se vedea Tabelul 3). De exemplu, antetul din Figura 5 arată că testul este în faza de instruire cu un ton prezentat la 50 dB HL atunci când se apasă burta animalului. Stimulul anterior, care a fost prezentat la 60 dB HL, a fost auzit de subiect. Dacă bănuți că subiectul ar putea profita de informațiile din antet, dezactivați informațiile despre nivelul curent din setările modulului (posibil și în timpul testului pentru MAGIC Audio prin butonul *setări* ⑤).

Stimul	Faza de testare	Nivel curent	Mod MAGIC:	Nivel anterior	Răspuns
S: sinus F: vobulat (ton FM ton)	I: Instruire T: Test	Valoare [dB HL], mut	Audio, Screen	Valoare [dB HL], mut	 auzit  neauzit

Tabelul 3: Informații antet MAGIC

La începutul fazei de testare și după terminarea unei testări derulate la o frecvență, se permite subiectului selectarea unui animal nou (a se vedea *Figura 5 - dreapta*). Ordinea în care sunt selectate diferitele animale depinde de operator (adică, subiectul testat sau examinatorul).

După terminarea testului, pentru MAGIC Screen rezultatul este afișat ca tabel (a se vedea *Figura 6*) cu simbolurile auzit ④, neauzit ⑥, și sărit/netestat ⑤. Pentru MAGIC Audio, rezultatul este afișat ca o audiogramă. Pentru MAGIC Audio este posibilă retestarea frecvențelor specifice. O retestare poate fi indicată dacă este afișat un răspuns incorect al subiectului. Un răspuns incorect este reprezentat de un "?" în audiogramă sub frecvența afectată. Numărul de răspunsuri incorecte este afișat sub "?" ⑦. O altă indicație pentru retestarea unei frecvențe poate fi o depășire în audiogramă. În ecranul de rezultate MAGIC Audio puteți vedea detaliile testului apăsând în audiogramă respectiva frecvență. Se afișează răspunsurile la frecvența selectată (în acest exemplu: 25 dB HL: auzit, 5 dB HL: neauzit, 15 dB HL: auzit, mut: neauzit, 10 dB HL: auzit; rularea testului a luat sfârșit și s-a determinat pragul de 10 dB HL). Linia gri marchează nivelul minim configurat în setările modulului.

Rețineți că în acest test subsolul este ascuns. Puteți activa subsolul apăsând scurt butonul pornire/oprire.

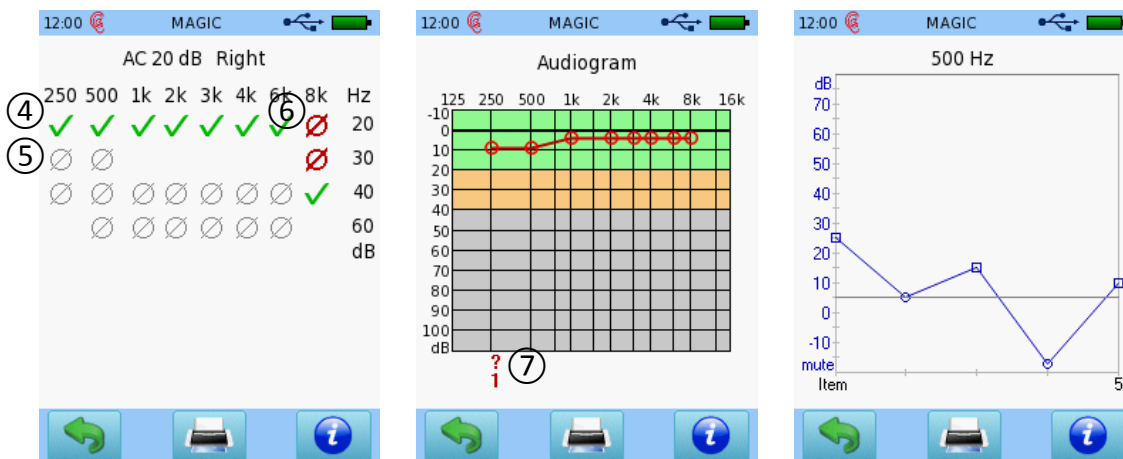


Figura 6: Rezultatul MAGIC (stânga: MAGIC Screen, mijloc: MAGIC Audio, dreapta: detaliu MAGIC Audio)

REZULTATELE STUDIULUI

Fezabilitatea și fiabilitatea MAGIC au fost investigate la copii într-un studiu multi-centru efectuat la Departamentul pentru Tulburări de Comunicare, departamentul ORL al spitalului Școlii Medicale din cadrul Universității din Mainz (Germania), la clinica ORL a Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München (Germania) și Centrul de Audiologie din Cipru, Nicosia (Cipru) (Schirkonyer și colab., 2010b, 2011). Testele MAGIC au fost efectuate pe 108 copii cu vârste cuprinse între 3; 6 și 11; 11 ani la frecvențe de 0,5, 1, 2, 4 kHz ($n = 82$) și suplimentar la 0,25, 3, 6, 8 kHz ($n = 26$). În plus, au fost efectuate estimări ale pragului de auz prin intermediul funcțiilor DPOAE I/O la 36 de copii din colectiv. Funcțiile DPOAE I/O s-au înregistrat la frecvențele $f_2 = 1, 1,5, 2, 3, 4$ și 6 kHz cu niveluri de tonuri primare L2 în intervalul de la 10 la 65 dB SPL. Pragurile au fost estimate prin analiza regresiei liniare. Nivelurile tonurilor primare L1 și L2 au fost stabilite conform paradigmei foarfecilor. Raportul de frecvență f_2/f_1 a fost de 1,2. Ambele funcții MAGIC și DPOAE I/O au fost măsurate cu Sentiero. Pentru comparație, pragurile de audiometrie cu ton pur prin joc au fost determinate la frecvențele corespunzătoare. A existat o corelație semnificativă ($p < 0,001$) între pragurile bazate pe imagine

(MAGIC) și audiometria prin joc. Coeficientul de corelație ($n = 1247$) a fost $r = 0,73$. Histograma diferenței dintre pragurile bazate pe imagine și cele de audiometrie prin joc au arătat o distribuție normală. Diferența medie a fost de $-1,5 \pm 9,6$ dB. Timpul de testare pe frecvență (o ureche) a fost în medie de aproximativ 30 s, variind între 14 și 91 s. Timpul de testare a scăzut odată cu creșterea vârstei. De asemenea, pragurile MAGIC cu ton pur și pragurile DPOAE estimate au fost foarte semnificative ($p < 0,005$) cu un coeficient de corelație $r = 0,60$.

LITERATURĂ

- 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) [Screeningul auzului la copii utilizând pragurile DPOAE și pragurile interactive, comportamentale auto-ritmate de ton pur (MAGIC)], Întâlnirea anuală a NHS.
- Heller O, Opp-Enzinger AHA (2007): Self-paced in-situ audiometry, international patent [Audiometrie in-situ cu auto-ritm, brevet internațional], 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 [Diagnosticarea auzului la copii utilizând DPOAE și praguri de ton pur], Întâlnirea anuală a EFAS.
- Niedermeyer HP, Schirkonyer V, Lochmahr S, Janssen T (2010): Bildgestützte Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellen in der Pädaudiologie [Audiometria cu ton pur pe bază de imagini și praguri DPOAE în pedaudiologie], Întâlnirea anuală a DGPP.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Heller O, Keilmann A, Janssen T (2010a): Bildgestützte Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellenschätzung bei Kindern [Audiometria cu ton pur pe bază de imagini și praguri DPOAE estimate pentru copii], Întâlnirea anuală a DGA.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Niedermeyer HP, Thodi C, Keilmann A, Janssen T (2010b): Validierung eines Handgerätes zur bildgestützten Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellenbestimmung bei Kindern [Validarea unui dispozitiv portabil pentru audiometrie cu ton pur pe bază de imagini și praguri DPOAE pentru copii], Întâlnirea anuală a DGPP.
- 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 [Procedura de testare bazată pe imagini și auto-controlată pentru evaluarea pragurilor de ton pur la copii], Journal of Hearing Science [Jurnalul Științei Auzului] 1(1).
- Thodi C, Zoth P (2010): MAGIC – interactive, self-paced pure-tone audiometry for children [MAGIC - audiometrie cu ton pur interactivă, auto-ritmată, pentru copii], Întâlnirea anuală a NHS.
- 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 [Diagnosticarea auzului cu ajutorul funcțiilor I/O DPOAE extrapolate și a pragurilor de ton pur utilizând un dispozitiv portabil unic], Întâlnirea anuală a IERASG.

3.1.3 Prezentare generală: Teste de inteligibilitate a vorbirii

Testele analitice de vorbire evaluează nivelul fonetic al percepției vorbirii. Ele reflectă procesarea auditivă a sunetelor individuale de vorbire. Aceste teste vizează evaluarea percepției consoanelor și vocalelor în cuvinte simple sau în contexte asemănătoare cuvintelor. Consoanele sunt de exemplu prezentate într-un cuvânt non-sens vocală-consoană-vocală (VCV) (de exemplu SUN: aga, afa, asa). Vocalele sunt prezentate într-un format CVC, de exemplu, prin folosirea consoanelor plosive exprimate, cu primul și cea de-a doua consoană fixă (de exemplu, bid, bed, bag într-un test de limba engleză).

Testele cuvinte determină capacitatea de recunoaștere a vorbirii. Aceste teste urmăresc să evalueze scorul maxim de recunoaștere la un nivel optim de vorbire sau să testeze scorul de recunoaștere la un anumit nivel de vorbire. În acest sens, ele determină afectarea efectivă a auzului pentru stimuli reali de vorbire care reprezintă vorbirea frecvent utilizată, de exemplu, cuvinte monosilabice (de exemplu, pat, bău, rând), cuvinte spondeice / cu două silabe (de exemplu Clătite, teren de joacă) sau numere din două cifre (de exemplu, 21, 45, 97). Valorile individuale de recunoaștere a vorbirii, adică procentajul cuvintelor care sunt corect auzite și repetate de subiect pentru fiecare nivel de vorbire prezentat, sunt afișate în formatul unei audiograme de vorbire. O valoare specifică, de exemplu, pierderea auzului la o inteligibilitate de 50% poate fi furnizată ca prag de recunoaștere a vorbirii. Nivelurile inițiale de vorbire pot fi deduse din pragul auditiv individual la o anumită frecvență (de exemplu, 0,5 kHz, vezi, de exemplu, PTA, MAGIC) plus un decalaj fix. Media de-a lungul pragurilor cu ton pur 0,5 l, 2 și 2 kHz (indexul Fletcher) este de așteptat să fie aproape de pragul de recunoaștere a vorbirii (pentru spondeici). Dacă pragul mediu cu ton pur este semnificativ mai bun decât pragul de recunoaștere a vorbirii (pentru spondeici), trebuie luată în considerare posibilitatea unei tulburări centrale.

Testele de vorbire pot fi efectuate cu căști de radio, căști de inserare și difuzoare. Difuzoarele sunt utilizate în special atunci când se testează subiecți cu dispozitive auditive sau alte dispozitive de amplificare care împiedică utilizarea căștilor sau a căștilor de inserare.

În general, testele de vorbire pot fi folosite pentru a determina inteligibilitatea vorbirii în liniște sau în zgomot (adică cu zgomot ipsilateral) sau pentru a verifica performanța de montare a aparatelor auditive, adică prin testarea subiectului cu și fără purtarea aparatului auditiv. În comparație cu audiometria cu ton pur, audiometria de vorbire analizează procesarea auditivă la un nivel intelectual mai înalt: nu numai auzul, ci și înțelegerea.

În special pentru testele de vorbire cu cuvinte realiste, listele de cuvinte trebuie să fie potrivite pentru subiectul țintă și, prin urmare, trebuie să ia în considerare abilitățile de vârstă și limbă ale subiectului (adică cunoașterea preconizată a cuvintelor). De asemenea, luați în considerare faptul că limbajul este în evoluție și că unele cuvinte utilizate în trecut pot fi scoase din uz (poate depinde de vârstă). Mai mult, rezultatele testelor depind de vorbitor (de exemplu, vocea masculină, feminină) și de pronunțarea și accentuarea cuvintelor. Testele de cuvinte trebuie furnizate, în general, în limba maternă a subiectului. Dacă nu se respectă recomandările de mai sus, este posibil ca rezultatul să nu reflecte starea reală a audierii. Rețineți că, dacă examinatorul evaluează corectitudinea răspunsului, auzul și abilitățile de limbaj ale examinătorului influențează de asemenea rezultatul testului.

Dispozitivele Senti și Sentiero oferă diferite teste de vorbire, cum ar fi SUN și MATCH, și platformele de testare a vorbirii UST, CD Player pentru Vorbire și Vorbire în Direct, care sunt explicate în secțiunile următoare.

3.1.4 Înțelegerea vorbirii în zgomot (SUN)

METODOLOGIE

SUN este un test rapid și auto-controlat în zgomot, special conceput pentru screening-ul adulților și adulților mai în vârstă pentru dizabilitatea de auz folosind un set de consoane intervocalice (VCV). Înțelegerea vorbirii în zgomot este cea mai frecventă dificultate de ascultare experimentată de adulți (Kramer și colab., 1998). Cu toate acestea, testul poate fi folosit și pentru alți subiecți cooperanți. Testul este conceput într-un mod care este auto-convingător, rapid și cu o sarcină cognitivă scăzută.

Testul vizează recunoașterea logatomului în zgomot, în special la identificarea consoanelor și, prin urmare, la evaluarea timpurie a unei pierderi de auz de înaltă frecvență. Testul este complet automatizat. Trei VCV alternative (de exemplu, aFa, aGa, aSa) sunt afișate pe ecranul tactil. VCV sunt prezentate prin căști de radio, căști de inserare sau difuzoare la diferite rapoarte semnal-zgomot. Subiectul trebuie să selecteze elementul corect de pe ecran. Înregistrările sunt disponibile pentru vorbitori de diferite limbi (de exemplu, italiană, germană, engleză²) și cu reprezentări de caractere diferite (de exemplu, latină, greacă, farsi, hindi și chirilică).

Sunt disponibile două fluxuri de lucru SUN:

- **SUN Predefinit** permite efectuarea testului cu grupuri predeterminate de raport semnal-zgomot (SNR), adică testul începe la un anumit SNR, după care în timpul testului SNR este redus după un număr fix de cuvinte. Secvența de cuvinte este fixată și optimizată în ceea ce privește inteligibilitatea VCV. Nivelul de vorbire rămâne constant în timpul întregului test. Testul determină un scor în funcție de numărul de răspunsuri corecte (Paglialonga și colab., 2011a,b).
- **SUN Adaptiv** permite efectuarea testului cu un SNR adaptiv (similar cu Kaernbach, 1991). Nivelul de vorbire scade după un răspuns corect și crește după un răspuns incorect. Nivelul de zgomot rămâne constant în timpul întregului test. Există un buton suplimentar semnul întrebării care poate fi apăsat dacă subiectul nu înțelege logatomul. Testul oferă un prag SNR ca rezultat.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați *SUN* din ecranul de selectare a modulului. Dacă mai mult de un test de vorbire este licențiat, *SUN* poate fi găsit în secțiunea *Vorbire*. Dacă este necesar, schimbați parametrii (de exemplu, modul de testare, nivelul de testare, tipul de zgomot de mascare, limba, setul de caractere) după cum este necesar. Asigurați-vă că selectați o limbă și un set de caractere care sunt familiare subiectului testat.

Înainte de a începe testul, instruiți subiectul în legătură cu sarcina. Pe afișaj se vizualizează trei opțiuni VCV diferite. Cu toate acestea, o voce pronunță doar una dintre ele. Subiectul trebuie să asculte o mostră de vorbire. După ce mostra de vorbire este redată, subiectul este rugat să apese butonul care corespunde *cuvântului* care a fost înțeles. Dacă cuvântul nu a fost înțeles, subiectul va ghici și va apăsa orice buton (SUN Predefinit) sau subiectul poate apăsa butonul *semnul întrebării* (SUN Adaptiv) (a se vedea *Figura 7*). Asigurați-vă că subiectul înțelege sarcina.

² Adresați-vă PATH MEDICAL pentru mai multe informații despre limbile disponibile.

Pentru a obișnui subiectul cu *cuvintele*, puteți începe cu o fază de antrenament (Modul *antrenament* trebuie să fie activat în setări). În faza de antrenament, unii logatomi din test sunt redați fără zgomot. Continuați cu faza de testare dacă subiectul este familiarizat cu sarcina.

Înainte de a începe faza de antrenament sau testare, asigurați-vă că este conectat un traductor valid (căști de radio, căști de inserare sau difuzoare) și selectați urechea de testare. Antrenamentul sau testul începe. Rețineți că în timpul testului *SUN Predefinit*, răspunsurile inițiale nu sunt luate în considerare la rezultatul final.

În funcție de vârstă și abilitățile fizice/psihice, testul poate fi efectuat complet auto-controlat (adică subiect introduce răspunsul) după instrucțiuni sau cu ajutorul examinatorului. Supravegherea de către un examinator calificat este recomandată în orice moment.

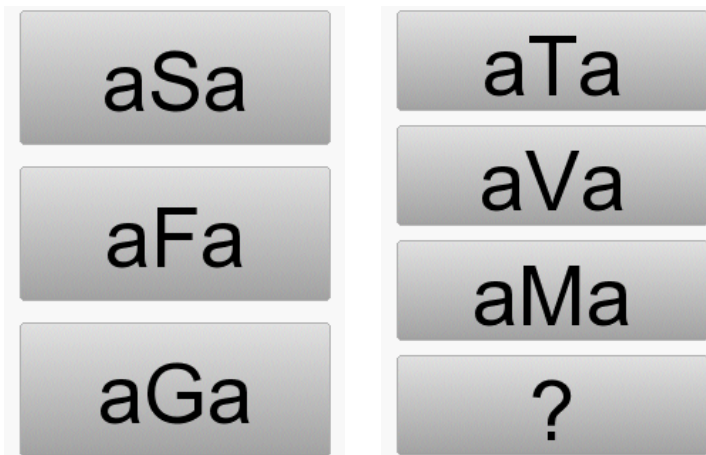


Figura 7: Interfețe cu utilizatorul pentru diferite moduri de testare SUN (stânga: SUN Predefinit; dreapta: SUN Adaptiv)

După terminarea testului, pentru SUN Predefinit rezultatul este afișat ca un scor cu starea luminii unui semafor (a se vedea Figura 8 - stânga) sau pentru SUN Adaptiv ca un prag SNR, împreună cu un scor și o stare de semafor (a se vedea Figura 8 - mijloc/dreapta).

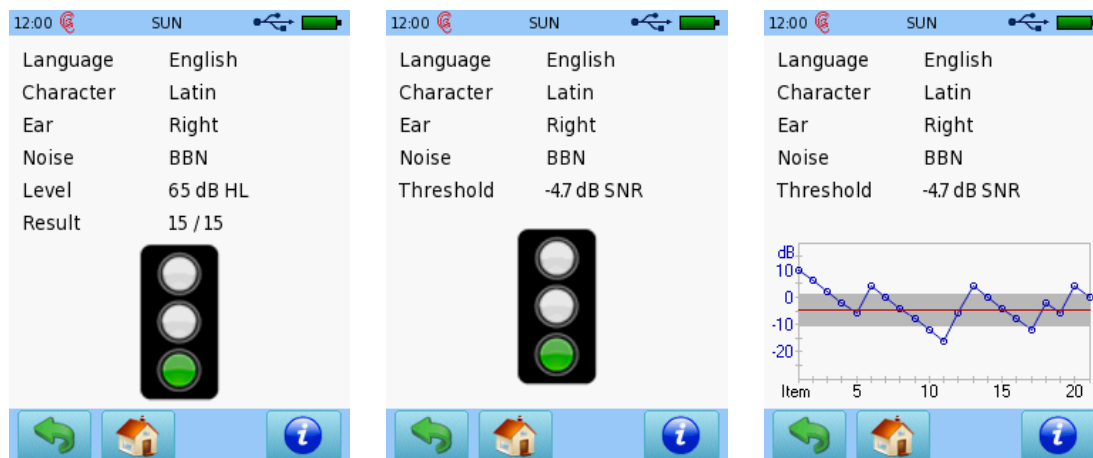


Figura 8: Rezultat SUN (stânga: SUN Predefinit, mijloc: SUN Adaptiv cu vizualizare semafor, dreapta: SUN Adaptiv cu vizualizarea secvenței temporale SNR)

Secvența temporală a SNR este prezentată suplimentar într-un grafic atunci când apăsați pe ecranul de rezultate. Lumina de stare în trei trepte se referă la următoarele definiții: verde pentru capacitatea de auz în limitele normale, galben pentru capacitatea de auz care ar putea fi sub limita normală, roșu pentru capacitatea de auz mult sub limita normală. Limitele dintre grupurile de auz depind de limba selectată.

Rețineți că în acest test subsolul este ascuns. Puteți activa subsolul apăsând scurt butonul *pornire/oprire*.

REZULTATELE STUDIULUI

În cadrul Institutului de Inginerie Biomedicală (IsIB), Milano, Italia (Paglialonga și colab., 2011a), a fost efectuat un studiu privind eficacitatea modului SUN (mod predefinit) pentru screeningul auditiv al adulților. Studiul a fost realizat pe 1273 adolescenți și adulți (13-89 ani) cu grade diferite de praguri audiometrice, inclusiv SUN (mod predefinit) în limba italiană și audiometrie de ton pur la 1, 2 și 4 kHz drept referință. Testele au fost efectuate atât într-un mediu cu zgomot ambiant scăzut cât și ridicat. După efectuarea testului, tuturor subiecților li sa cerut să completeze un chestionar pentru a evalua dificultatea sarcinii, durata testului și scorul general. Principalul rezultat al studiului a fost că SUN este potrivit pentru screening-ul auditiv al adulților, datorită următoarelor concluzii detaliate: Rezultatul general SUN a fost în concordanță cu audiometria cu ton pur, cu o corelație bună între cele trei categorii SUN (starea luminii semaforice) și trei clase PTA definite. Performanța testului a fost similară pentru toți subiecții independent de vârstă. Performanța testului nu a fost, de asemenea, influențată de nivelurile de zgomot ambiental de până la 65 dB (A), astfel încât testul poate fi efectuat și într-un cadru non-clinic, unde zgomotul ambiental nu este controlat de regulă (de exemplu, furnizorii de asistență auditivă). Timpul de testare a fost foarte scurt, de două minute în medie pentru ambele urechi. Chiar și adulții în vârstă au reușit de obicei să efectueze testul în decurs de un minut pe ureche. Acest lucru este considerat un factor important pentru un test de screening auditiv, deoarece inabilitatea și oboseala sunt susceptibile a crește odată cu creșterea timpului de testare. Sarcina cognitivă a fost scăzută și acceptarea testului a fost foarte mare. Aproximativ 85% dintre subiecți consideră că testul este ușor sau ușor dificil. 95% dintre subiecți au considerat că durata testului este scurtă sau corectă. Mai mult de 90% dintre subiecți au evaluat SUN plăcută sau neutru.

Un studiu suplimentar (Paglialonga și colab., 2013) a extins datele de mai sus prin testarea SUN (mod predefinit) pe mai mult de 6000 de subiecți. SUN s-a dovedit a fi foarte fiabil, având o bună corelare cu audiometria cu ton pur și cu handicapul auditiv auto-raportat. Sensibilitatea și specificitatea testului pentru identificarea tulburărilor de auz incapacitante au fost de 84% și respectiv 75%. Timpul de testare a fost în medie mai mic de 1 minut pe ureche.

LITERATURĂ

- Grandori F, Tognola G, Paglialonga A (2010): The SUN test - Speech Understanding in Noise: A new test for screening hearing ability in adults [Testul SUN - Înțelegerea vorbirii în zgomot: Un nou test pentru screeningul capacității de auz la adulți], Întâlnirea anuală a EUHA.
- Kaernbach C (1991): Simple adaptive testing with the weighted up-down method [Testarea adaptivă simplă cu metoda ponderată sus-jos], Perception & Psychophysics [Percepție și psihofizică] 49, p. 227-229.
- Kramer SE, Kapteyn TS, Festen JM (1998): The self-reported handicapping effect of hearing disabilities, International Journal of Audiology [Jurnalul Internațional de Audiologie] 37(5), p. 302-312.

- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F (2011a): SUN-test (Speech Understanding in Noise): a method for hearing disability screening [Testul SUN (înțelegerea vorbirii în zgomot): o metodă de audiere a dizabilității de auz], *Audiology Research* [Cercetare în audiologie] 1:e13.
- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F (2011b): Pilot initiatives of adult hearing screening in Italy [Inițiative pilot privind screeningul auditiv al adulților în Italia], *Audiology Research* [Cercetare în audiologie] 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 [Testul SUN (înțelegerea vorbirii în zgomot) în diferite limbi: dezvoltarea testelor și reglarea fine], *Întâlnirea anuală a AHS*.
- Paglialonga A, Grandori F, Tognola G (2013): Using the speech understanding in noise (SUN) test for adult hearing screening [Utilizarea înțelegerii vorbirii în zgomot (SUN) pentru examinarea auditivă a adulților], *American Journal of Audiology* [Jurnalul American de Audiologie] 22(1), p. 171-174.

3.1.5 Testul audiometric Mainzer pentru copii (MATCH)

METODOLOGIE

MATCH este un test interactiv de inteligibilitate a vorbirii bazat pe imagine, care poate fi efectuat în liniște și în zgomot. Testul se bazează pe Mainzer Kindersprachtest I (testul de vorbire german pentru copii), care folosește cuvintele cu una și două silabe prezentate pe cartonașe cu imagini. Dezavantajele lui Mainzer Kindersprachtest I au fost că numărul de cuvinte era prea mic, cuvintele și imaginile nu erau actualizate, iar cuvintele nu se potriveau cu vocabularul tipic al unui copil de doi ani.

MATCH este format din 26 de cuvinte care corespund vocabularului tipic al unui copil de doi ani (a se vedea *Figura 9*). Deși testul este special conceput pentru copii, acesta poate fi folosit și pentru alți subiecți cooperanți. Cuvintele sunt selectate din studii recente privind vocabularul copiilor mici (Suchodoletz și Sachse, 2008). Distribuția fonemică a testului german arată o bună corespondență cu limba germană conversațională (Schiel, 2010; Schirkonyer și *colab.*, 2014). Elementele testului sunt prezentate în mod figurat și nu pe criterii de gen. Fotografii simple adecvate pentru copii reprezintă cuvintele (de exemplu, rață, lapte, mașină etc.) astfel încât subiectul să nu aibă nevoie de lectură. Subiectul trebuie doar să indice imaginea suspectată corectă. Testul este conceput ca un test închis (adică un număr limitat de alternative disponibile pentru selecție), deoarece se așteaptă ca un test cu set complet să fie prea dificil pentru copiii mai mici. Patru imagini sunt prezentate simultan pe ecranul tactil împreună. Una dintre ele aparține cuvântului vorbit. Dacă cuvântul nu a fost înțeles, subiectul nu trebuie să ghicească, ci poate apăsa butonul "?". Prezentarea sunetului este pornită apăsând pe o "casetă magică". După ce subiectul a dat răspunsul, testul continuă până când toate elementele au fost prezentate. Testul este complet randomizat, adică secvența de cuvinte și alternativele sunt randomizate astfel încât testul să poată fi repetat cu același subiect. Este posibilă efectuarea testului cu un subset al listei complete de cuvinte. De exemplu, dacă copilul nu cunoaște câteva cuvinte, aceste cuvinte pot fi eliminate din test.



Figura 9: Imaginile MATCH (de la stânga la dreapta: 1) maimuță, măr, ochi, mașină, urs, minge, copac, 2) pat, barcă, unt, ouă, rață, castravete, păr, 3) iepuraș, pantaloni, bec, lapte, gură, nas, ureche, 4) bunic, cal, ușă, ceas, apă)

MATCH este de asemenea disponibil cu zgomot ipsilateral suplimentar, cu un nivel de zgomot fix de 65 dB. Acest mod evaluează inteligibilitatea vorbelor în zgomot, urmând aceeași procedură ca și fără zgomot. S-a demonstrat că pragul de inteligibilitate a vorbirii în zgomot este mai sensibil pentru evaluarea pierderii auzului (Leensen și colab., 2011). Testul cu zgomot ipsilateral este potrivit pentru copiii mai mari și adulți.

Sunt disponibile două fluxuri de lucru MATCH:

- **MATCH Fix** permite efectuarea testului cu un nivel de vorbire fix. Testul determină un scor în funcție de numărul de răspunsuri corecte.
- **MATCH Adaptiv** permite efectuarea testului cu o prezentare de nivel de vorbire adaptiv. Nivelul de vorbire scade după un răspuns corect și crește după un răspuns incorect. Testul determină un prag de recunoaștere a vorbirii de 71,4% în liniște (fără zgomot ipsilateral) sau în zgomot (cu zgomot ipsilateral).

Datele normative pentru copii au fost colectate și prezentate de Bohnert și colab. (2013), Zoth și colab. (2013) și Schirkonyer și colab. (2014). O explicație mai detaliată este disponibilă în Ghidul rapid MATCH (100800-24).

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați MATCH din ecranul de selecție a modulelor. Dacă mai mult de un test de vorbire este licențiat, MATCH poate fi găsit în secțiunea *Vorbire*. Dacă este necesar, modificați parametrii (de exemplu, modul de testare, nivelul de testare (MATCH Fix) / intervalul nivelului de testare (MATCH Adaptiv), zgomotul de mascare, limba, elementele), după cum este necesar. Asigurați-vă că selectați o limbă familiară subiectului testat³. Selectați sau deselectați zgomotul de mascare dacă preferați să testați inteligibilitatea vorbirii în zgomot sau respectiv în liniște.

Asigurați-vă că este conectat un traductor valid (căști de radio, căști de insera sau difuzoare) și începeți testul selectând urechea de testat. Când începeți testul, instruiți subiectul cu privire la sarcină. Spuneți copilului că pe ecranul dispozitivului există o cutie magică și că sarcina este să afle ce este în interiorul cutiei. O instrucțiune tipică poate urma fluxului de lucru prezentat în *Tabelul 4*. Instrucțiunea este explicată și în ajutorul online al dispozitivului.

Instruirea făcută de examinator	Sarcină pentru examinator
<i>Cutie magică poate conține diverse lucruri.</i>	Arătați subiectului cum să apese caseta cu semne de întrebare verzi (a se vedea <i>Figura 10 - ①</i>).
<i>Apasă caseta magică și ascultă cu atenție ce este în interiorul casetei de data aceasta.</i>	Cereți subiectului să apese caseta magică. Ulterior, apar alternative de răspuns (a se vedea <i>Figura 10 - ③</i>).
<i>Ai auzit ce este în cutie? Dacă nu auzi ce se află în interiorul casetei, apasă semnul întrebării verde din partea inferioară a ecranului. Dacă auzi, arată-mi ce este în cutie.</i>	Subiectul va notifica dacă cuvântul a fost înțeles sau nu. Arătați subiectului butonul verde semnul întrebării și arătați-i cum să apese imaginea de răspuns corectă.

Tabelul 4: Instruire MATCH

³ Adresați-vă PATH MEDICAL pentru mai multe informații despre limbile disponibile.

Rețineți că introducerea răspunsului este posibilă numai după ce cuvântul a fost redat. În timpul prezentării cuvântului, butonul *semnul întrebării* ② este stins și nu este posibil nici un răspuns.



Figura 10: Interfețe cu utilizatorul MATCH (stânga: stimul provocat; dreapta: alternative de răspuns)

În antet, sunt furnizate informații despre starea actuală de testare, inclusiv nivelurile de stimulare și răspunsul subiectului (a se vedea Tabelul 5). De exemplu, antetul din Figura 10 (imaginea din dreapta) arată că cuvântul este prezentat la 40 dB HL. Răspunsul corect este la imaginea din dreapta jos (ușă). Un element a fost deja testat. Cuvântul anterior a fost selectat corect de către subiect.

Nivel de vorbire	Cuvânt corect	Număr de elemente	Răspuns
Valoare [dB HL] ④	Indexul poziției imaginii ⑤: 0 2 1 3	Numărul de elemente testate ⑥	<div style="display: flex; flex-direction: column; align-items: flex-start;"> <div style="display: flex; align-items: center; margin-bottom: 5px;"> <div style="width: 15px; height: 15px; background-color: green; margin-right: 5px;"></div> elementul corect selectat </div> <div style="display: flex; align-items: center; margin-bottom: 5px;"> <div style="width: 15px; height: 15px; background-color: red; margin-right: 5px;"></div> elementul incorect selectat </div> <div style="display: flex; align-items: center;"> <div style="width: 15px; height: 15px; border: 1px solid black; border-radius: 50%; margin-right: 5px; display: flex; align-items: center; justify-content: center; margin: 0 auto;">⑦</div> </div> </div>

Tabelul 5: Informații din antetul MATCH

Dacă bănuieți că subiectul ar putea profita de informațiile din antet, dezactivați informațiile antetului din setări înainte de a începe testul.

În funcție de vârstă și abilitățile fizice/mentale, testul poate fi realizat complet auto-controlat (adică subiectul stimulează stimulul și introduce răspunsul) după instrucțiuni sau cu asistența examinatorului. Supravegherea de către un examinator calificat este recomandată în orice moment.

În timpul testului, sunt disponibile anumite caracteristici specifice la conectarea butonului de răspuns al pacientului. Butonul de răspuns al pacientului va fi în acest caz operat de examinator. O probă de vorbire poate fi repetată de către examinator prin apăsarea scurtă a butonului și răspunsul anterior poate fi anulat (de exemplu, dacă subiecții ar dori să corecteze răspunsul după introducerea răspunsului) atunci când apăsați butonul timp de aproximativ 2 s.

După terminarea testului, pentru MATCH Fix rezultatul este afișat ca punctaj (a se vedea Figura 11) iar pentru MATCH Adaptiv rezultatul este afișat ca o audiogramă de vorbire (funcție de discriminare estimată) cu un prag de recunoaștere a vorbirii (a se vedea Figura 12). În plus, secvența temporală a nivelului de vorbire și timpul de reacție, precum și protocolul de testare sunt afișate atunci când

apăsați pe ecranul de rezultate. Protocolul de testare prezintă o listă a tuturor cuvintelor prezentate, a alternativelor prezentate și a răspunsului subiectului.

Graficul secvenței temporale poate ajuta la evaluarea fiabilității testului, în timp ce protocolul de testare poate furniza informații despre probleme, de exemplu, cu discriminarea anumitor foneme.

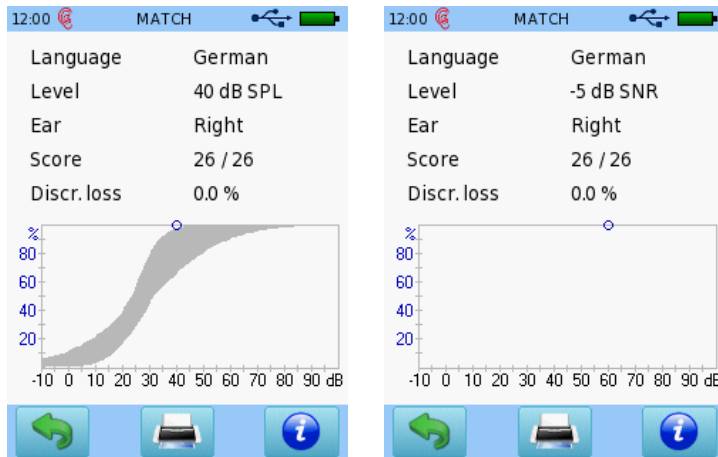


Figura 11: Rezultatul MATCH Fix (stânga: scor în liniște; dreapta: scor în zgomot)

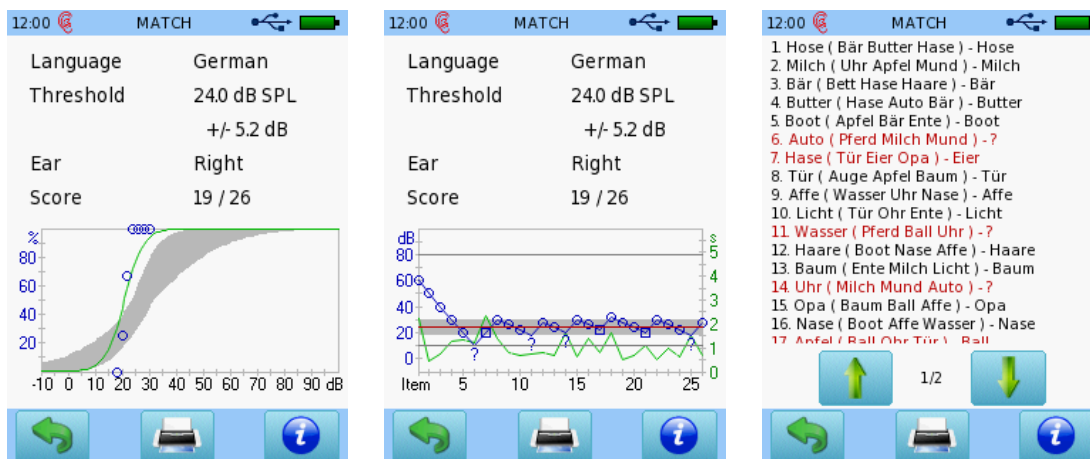


Figura 12: Rezultat MATCH Adaptiv în liniște (stânga: audiogramă de vorbire și funcție de discriminare, mijloc: secvența temporală a nivelului de vorbire (simboluri albastre) și timpul de reacție (linia verde), dreapta: protocolul de testare cu selecții de cuvinte)

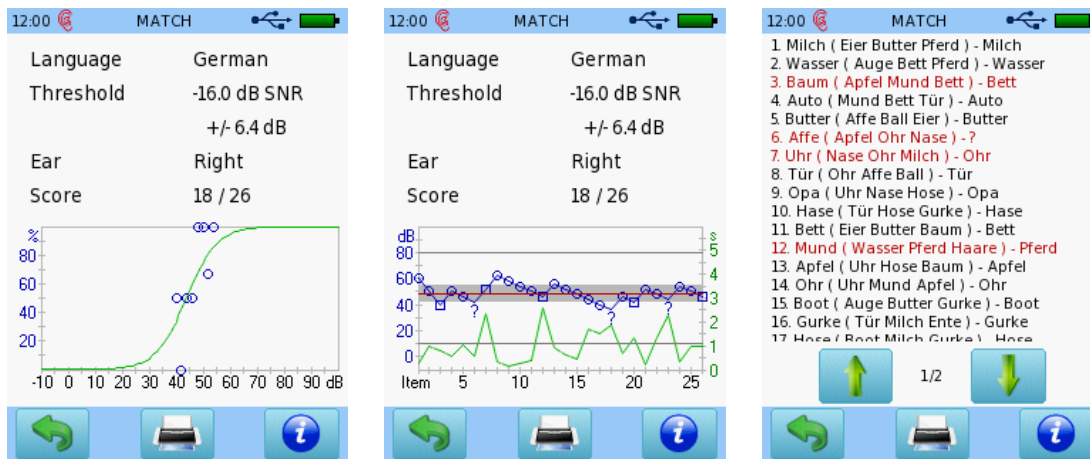


Figura 13: Rezultatul MATCH Adaptiv în zgomot (stânga: audiogramă de vorbire și funcție de discriminare, mijloc: secvența temporală a nivelului de vorbire (simboluri albastre) și timpul de reacție (linia verde), dreapta: protocolul de testare cu selecții de cuvinte)

REZULTATELE STUDIULUI

Un studiu (Bohnert și colab., 2013; Schirkonyer, 2013; Schirkonyer și colab., 2014) pentru evaluarea performanței testului MATCH cu copii a fost derulat la Departamentul pentru Tulburări de Comunicare, departamentul ORL al spitalului Școlii Medicale din cadrul Universității din Mainz (Germania). În cadrul studiului, audiometria cu ton pur și MATCH a fost efectuată cu Senti Desktop pe 111 copii (213 urechi) de la 2; 6 până la 6; 9 ani. Din acestea, 157 urechi au prezentat auz normal, în timp ce 56 de urechi au avut auzul afectat. Unii copii au prezentat o tulburare a auzului unilateral. Auzul normal a fost definit în studiu ca trecere de screening la 30 dB HL la 0,5, 1, 2, 4 și 6 kHz. Dacă a apărut o eroare, pragurile de auz au fost determinate prin funcțiile DPOAE I/O extrapolate. Toate testele au fost efectuate într-o cameră liniștită cu zgomot ambiental <50 dB (A) sau într-o cabină. Datele tuturor subiecților au fost împărțite în trei grupe de vârstă (AG1: 2; 6-4; 3 ani, AG2: 4; 3-5; 6 ani, AG3: 5; 5-6; 9 ani). Limitele de recunoaștere a vorbirii la 50% au fost $29,4 \pm 1,2$ (AG1), $27,8 \pm 0,9$ (AG2) și $25,4 \pm 0,8$ dB HL (AG3), în timp ce pragurile de recunoaștere a vorbirii la 71,4% au fost $38,2 \pm 1,0$ (AG1), $34,9 \pm 0,7$ (AG2) și $31,1 \pm 1,0$ dB HL (AG3), adică pragurile de recunoaștere a vorbirii au scăzut ușor odată cu creșterea vârstei. Mediana duratei testului a fost de 4,0 (AG1), 3,4 (AG2) și 3,1 minute pe ureche (AG3), adică durata testului a scăzut odată cu creșterea vârstei. Stabilitatea testare-retestare ($n = 79$) a fost bună, cu o corelație de $r = 0,89$. Când s-au comparat pragurile medii ale tonurilor pure la 0,5, 1 și 2 kHz cu pragurile de recunoaștere a vorbirii MATCH de 71,4% ($n = 55$), s-a constatat o corelație bună a $r = 0,81$.

LITERATURĂ

- Bohnert A, Schirkonyer V, Harmuth C, Leonhard K, Janssen T, Keilmann A (2013): Was ist neu am Neuen Mainzer Kindersprachtest? (What is new with the Mainzer speech test for children ? / Ce este nou la testul de vorbire Mainzer pentru copii?), Întâlnirea anuală a ADANO.
- 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 [Teste de screening al vorbirii în zgomot prin internet, partea 2: îmbunătățirea sensibilității testului pentru pierderea auzului indusă de zgomot], International Journal of Audiology [Jurnalul Internațional de Audiologie] 50(11), p. 835-848.

- Schiel F (2010): BASTat: New statistical resources at the Bavarian Archive for Speech Signals [Noi resurse statistice la Arhiva Bavareză pentru Semnale de Vorbire], în: Volumul conferinței LREC, articolul 277.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Keilmann A, Janssen T (2014): MATCH – ein neuer Kindersprachtest (MATCH – a new speech test for children / MATCH - un nou test de vorbire pentru copii), Întâlnirea anuală a DGA.
- Suchodoletz W, Sachse S (2008): Handbuch: Sprachbeurteilung durch Eltern - Kurztest für die U7 (SBE-2-KT) [Manual: evaluarea limbajului de către părinți - test rapid pentru copiii cu vârsta sub 7 ani], online: <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 [Un nou test de vorbire interactiv și auto-ritmat pentru copii], Întâlnirea anuală a EFAS.

3.1.6 Testul universal de vorbire (UST)

METODOLOGIE

Testul Universal de Vorbire (UST) oferă o platformă pentru testele de vorbire care urmează un flux de lucru tipic de prezentare a cuvintelor (organizate în liste de cuvinte) la diferite niveluri de vorbire, cu scopul de a stabili un prag de recunoaștere a vorbirii de 50% și opțional un nivel maxim de discriminare, care însumează în cel mai bun caz 100%. UST oferă trei faze de testare: (1) faza de auzire a vocii (opțional) pentru a determina nivelul la care un cuvânt sau în general vocea umană poate fi auzită, dar neînțeleasă; (2) faza de înțelegere a cuvintelor (opțional) pentru determinarea unui nivel la care subiectul începe să înțeleagă un cuvânt și (3) faza de testare care permite determinarea scorurilor de recunoaștere a vorbirii la diferite niveluri de vorbire. Fazele opționale de pre-testare pot fi utilizate pentru determinarea unui nivel de pornire pentru faza de testare. În mod alternativ, pot fi utilizate date de prag audiometric (de exemplu, pragul mediu de auz între 0,5, 1 și 2 kHz). UST este disponibil cu zgomot ipsilateral opțional pentru evaluarea inteligibilității vorbelor în zgomot. Zgomotul contralateral este disponibil pentru scopuri de mascare, de exemplu, la pacienții cu pierdere unilaterală a auzului sau cu o diferență distinctă a pragului de auz între urechea stângă și cea dreaptă. Aplicația clinică și grupul țintă de pacienți depind de materialul de vorbire utilizat. Materialul tipic de vorbire include cuvinte cu silabă unică, cuvinte din două silabe/spondeice și numere din două cifre⁴.

Ca exemplu, testul de vorbire *Freiburger* (Halbrock, 1953), un test de vorbire german bine cunoscut pentru adulți, este explicat în cele ce urmează. Rețineți că alte teste de vorbire pot utiliza diferite tipuri de cuvinte și pot viza diferite valori țintă de recunoaștere a vorbirii. Testele de vorbire *Freiburger* utilizează substantive monosilabice care reprezintă vorbirea frecvent utilizată (de exemplu, Ring, Spott, Farm, Hang, ...) și numere din două cifre, în principal cu patru silabe (de exemplu, 98, 22, 54 ...). Listele de cuvinte se bazează pe cele mai frecvent utilizate cuvinte în momentul în care au fost înregistrate. Listele au fost pregătite astfel încât cuvintele să prezinte o distribuție fonetică similară. Testul cuprinde 20 de liste de cuvinte cu 20 de substantive monosilabice fiecare și 10 liste de cuvinte cu 10 numere din două cifre fiecare (vezi DIN 45621-1). Testul de vorbire *Freiburger* poate fi împărțit în două substraturi separate. Ambele sunt în mod obișnuit efectuate fără zgomot ipsilateral pentru a determina înțelegerea vorbirii în liniște. Testul de cuvânt monosilabic este destinat determinării valorilor individuale de recunoaștere a vorbirii, adică procente de cuvinte care sunt corect auzite și repetate de către persoana testată pentru mai multe niveluri de vorbire (65, 80, 95, 110 dB SPL), care sunt afișate în formatul unei audiograme de vorbire. Utilizarea intenționată a testului de două cifre este de a determina o pierdere a auzului pentru numere la 50% inteligibilitate. Numerele sunt prezentate la două niveluri de vorbire. Cel inferior corespunde pierderii de auz a subiectului la 4 kHz determinată de audiometria cu ton pur, plus 20 dB. Cel mai mare trebuie să fie setat la un nivel cu 5 dB mai mare decât nivelul inițial. Nivelul de vorbire inițial corespunde pierderii individuale a auzului la 500 Hz din audiograma tonului pur plus 20 dB.

Pentru subiecții cu auz normal, substantivele monosilabice necesită de obicei niveluri de 10 până la 20 dB mai mari pentru a obține același scor de recunoaștere a vorbirii ca și pentru numere din două cifre (Brinkmann și Richter, 1997). Persoanele cu deficiențe de auz nu pot atinge un scor de recunoaștere a vorbirii de 100% chiar și la niveluri ridicate de vorbire. Datele normative pentru cuvintele monosilabice și numerele de două cifre sunt prezentate în DIN 45626-1.

⁴ Contactați PATH MEDICAL pentru o prezentare generală a testelor de vorbire disponibile în cadrul UST.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați subtestul UST (de exemplu, *Freiburger*) din ecranul de selecție a modulelor. Dacă mai mult de un test de vorbire este licențiat, subtestul respectiv UST poate fi găsit în secțiunea *Vorbire*. Dacă este necesar, schimbați parametrii (de exemplu, zgomot ipsilateral sau zgomotul de mascare contralateral, nivelul de zgomot, faza de auz / fraza de înțelegere a cuvintelor), după cum este necesar. Asigurați-vă că selectați un subtest UST cu limbă și liste de cuvinte care corespund abilităților lingvistice ale subiectului testat.

Asigurați-vă că este conectat un traductor valid (căști de radio, căști de inserare sau difuzoare) și începeți testul selectând urechea de testat. Înainte de test, subiectul trebuie să fie instruit cu privire la sarcină. În timpul fazei de auz a vocii, subiectul răspunde dacă se aude sau nu o voce. În timpul fazei de înțelegere a cuvântului, subiectul răspunde dacă un cuvânt a fost înțeles sau nu. Nivelul de înțelegere a cuvântului determinat este marcat în audiograma de vorbire drept cel mai scăzut nivel de vorbire, cu un scor de zero. În timpul fazei de testare, subiectul trebuie să repete cuvântul. Examinatorul trebuie să evalueze dacă cuvântul a fost înțeles corect sau nu. Rețineți că testul trebuie efectuat de către un examinator calificat și cu auz normal. Examinatorul trebuie să provoace stimulul și să introducă răspunsul. Testul nu este destinat să fie auto-controlat de către subiect.

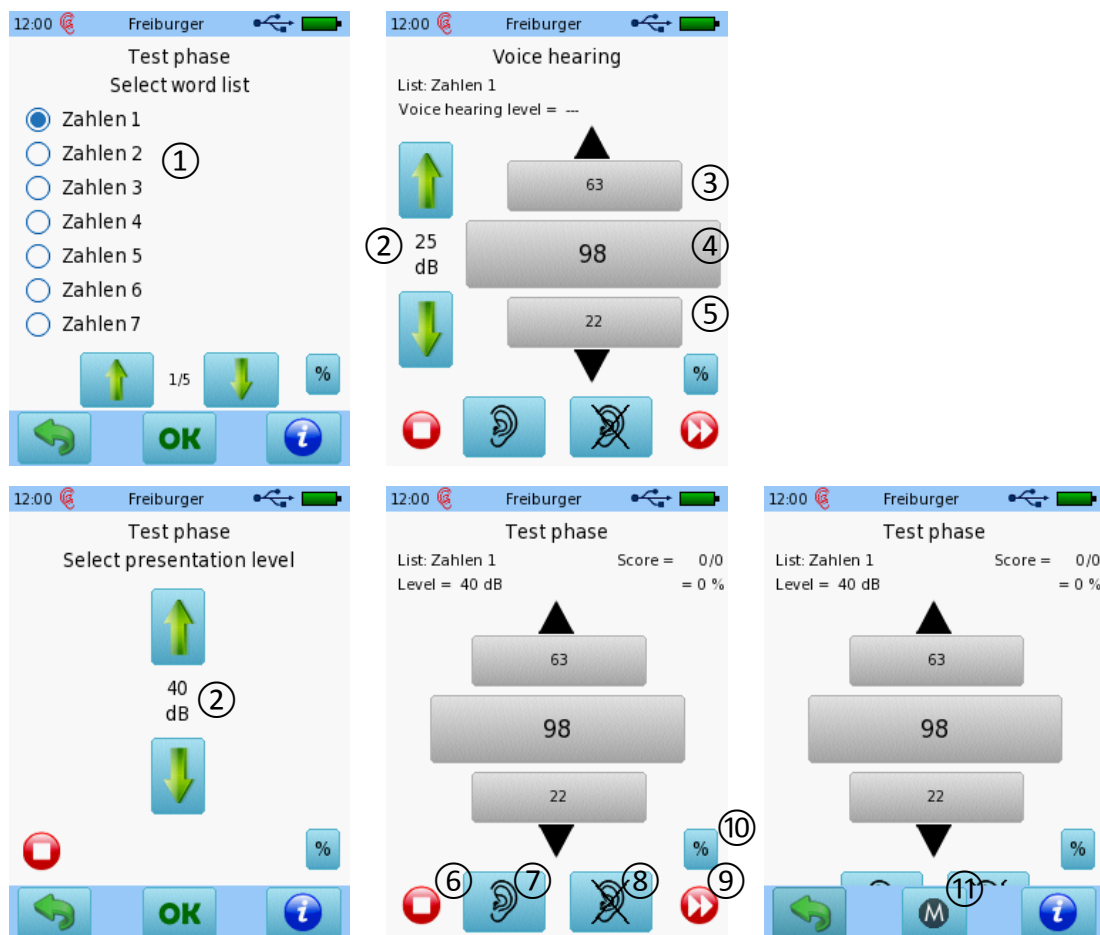


Figura 14: Interfața cu utilizatorul UST (stânga sus: selecția listei de cuvinte, dreapta sus: interfața principală a cu utilizatorul în timpul fazei de auz a vocii; stângă jos: selectarea nivelului în timpul fazei de testare; mijloc de jos: interfața principală cu utilizatorul în timpul fazei de testare)

Pentru fiecare fază premergătoare testului și în timpul testului pentru fiecare rulare a testului (de exemplu, pentru fiecare nivel de vorbire testat), trebuie selectată o listă de cuvinte (a se vedea *Figura 14* - ①). Listele de cuvinte deja selectate sunt colorate în gri, dar pot fi selectate din nou. Asigurați-vă că cuvintele prezentate anterior nu sunt deja cunoscute de subiect. Prin urmare, în timpul fazei de testare, selectați pentru fiecare rulare de test (adică pentru fiecare nivel de vorbire testat) o listă nouă de cuvinte. După selectarea listei de cuvinte, ajustați nivelul vorbirii la nevoile dumneavoastră apăsând butoanele *sus/jos* ②. În majoritatea testelor, sunt selectate de obicei mai multe niveluri pentru a determina scorurile de recunoaștere a vorbirii de la foarte scăzut (aproximativ 0%) până la foarte ridicat (în jur de 100%).

Un cuvânt este redat apăsând butonul mare cuvânt ④. Dacă doriți să selectați un alt cuvânt din listă, puteți naviga prin lista de cuvinte prin intermediul butoanelor triunghiulare *sus/jos* de deasupra/sub listă. Butoanele de cuvinte mai mici afișează cuvântul anterior ③ și următorul ⑤ din listă. După ce cuvântul a fost redat și subiectul a răspuns, introduceți răspunsul pacientului (repetat corect: ⑦, repetat incorect: ⑧). Cuvintele deja testate sunt colorate verde (repetat corect) sau roșu (repetat incorect). Testul poate fi oprit prin apăsarea butonului *stop* ⑥. Orice fază prealabilă testului sau din timpul rulării testului la nivelul curent de vorbire poate fi anulată prin apăsarea butonului *înainte* ⑨. Ecranul cu rezultatele curente poate fi afișat apăsând butonul *scor* ⑩. În timpul testului, mascarea poate fi activată sau dezactivată prin apăsarea butonului *mascare* ⑪ din subsol.

După terminarea testului, rezultatul (a se vedea *Figura 15*) este prezentat ca o audiogramă de vorbire grafică și tabelară, împreună cu un prag de recunoaștere a vorbirii de 50%. Comutați afișările apăsând pe ecranul de rezultate. Există adaptări specifice ale rezultatelor pentru teste specifice (de exemplu, *Freiburger*: a se vedea *Figura 16*).

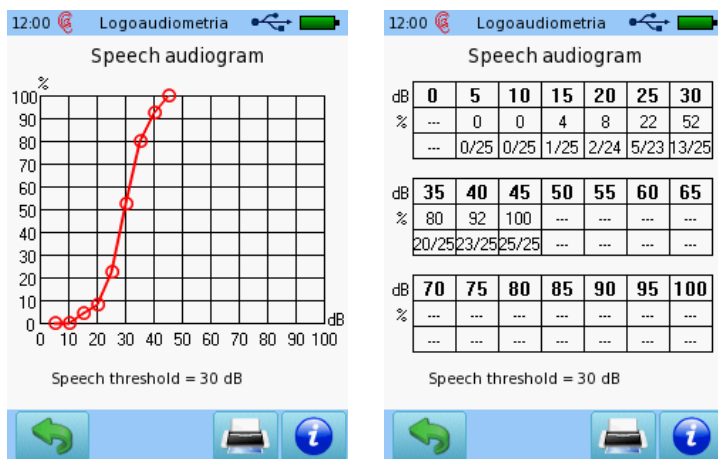


Figura 15: Rezultat UST tipic (stânga: graficul audiogramei de vorbire, dreapta: tabelul audiogramei de vorbire)

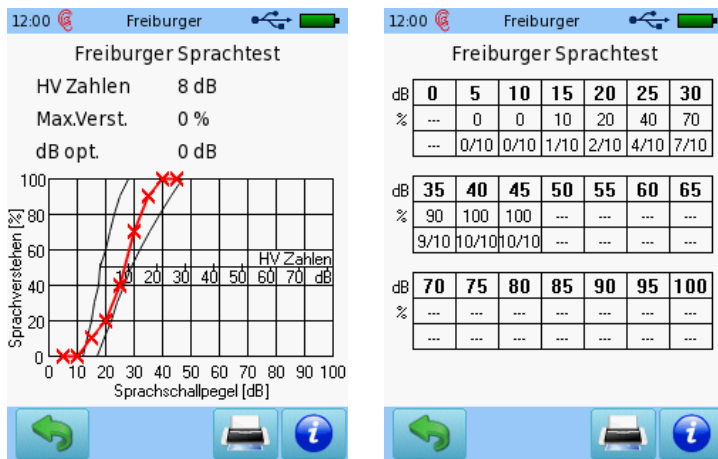


Figura 16: Rezultat specific Freiburger (stânga: graficul audiogramei de vorbire, dreapta: tabelul audiogramei de vorbire)

Rețineți că în timpul acestui test subsolul este ascuns. Puteți activa subsolul apăsând scurt butonul pornire/oprire.

Există două adaptări ale procedurii UST de bază descrise mai sus pentru efectuarea testelor de vorbire specifice.

Prima adaptare oferă o interfață cu utilizatorul care permite prezentarea cuvintelor dintr-una sau mai multe liste de cuvinte la diferite niveluri de vorbire (a se vedea Figura 17) pentru o determinare simplificată a unui prag de vorbire. Acest flux de lucru este disponibil, de exemplu, pentru Teste de vorbire spondeice pentru copii sau adulți. După selectarea listei de cuvinte ①, utilizatorul modifică nivelul de vorbire până la obținerea unui prag de vorbire. Pragul de vorbire determinat ③ este nivelul stabilit de examinator la terminarea testului cu ajutorul butonului oprire ②.



Figura 17: Adaptarea interfeței cu utilizatorul UST pentru determinarea simplificată a pragurilor de vorbire (stânga: selecție listă, mijloc: test cu selecție nivel pentru determinarea pragului de vorbire, dreapta: vizualizare rezultate)

A doua adaptare este similară procedurii UST standard, dar oferă selecția nivelului pe ecranul principal de testare (și nu între selecția listelor de cuvinte și ecranul de testare ca în cazul procedurii standard UST), astfel încât nivelul poate fi schimbat în timp ce se parcurge o singură listă de cuvinte (a se vedea Figura 18). Acest flux de lucru este disponibil, de exemplu, pentru testele de vorbire NU-

6, CID W-22, PBK-50, Maryland CNC și Cuvinte franțuzești CAD. Rezultatul testului este inițial prezentat ca un tabel, dar poate fi comutat la un grafic prin apăsarea ecranului de rezultate.

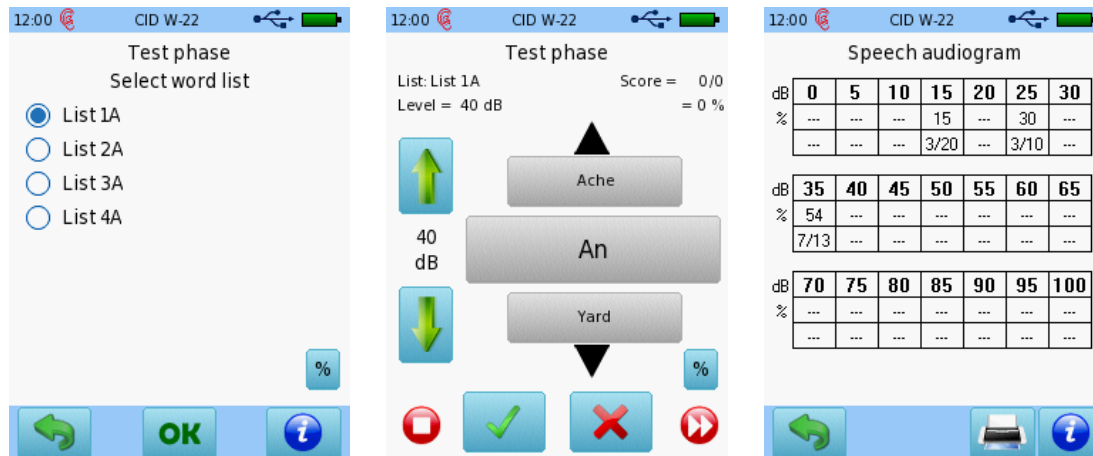


Figura 18: Adaptarea interfeței cu utilizatorul UST pentru determinarea pragurilor de vorbire cu controlul nivelului în timpul testării unei singure liste (stânga: selecția listei, mijloc: testul cu selectarea nivelului și scorul, dreapta: vizualizarea rezultatului inițial ca tabel)

LITERATURĂ

- American Speech-Language-Hearing Association [Asociația Americană Vorbire-Limbă-Auz] (1988): Determining threshold level for speech [Determinarea nivelului de prag pentru vorbire], 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 [Asigurarea fiabilității și comparabilității audiometriei de vorbire în Germania, În: Audiometria de Vorbire] (editor: Martin M), Whurr Publishers Ltd., p. 106-130.
- Causey GD, Hood LJ, Hermanson CL, Bowling LS (1984): The Maryland CNC Test: Normative Studies [Testul CNC Maryland: Studii normative], Audiology [Audiologie] 23, p. 552-568
- DIN 45621-1: Sprache für Gehörprüfung - Teil 1: Ein- und mehrsilbige Wörter [Liste de cuvinte pentru teste de recunoaștere - partea 1: cuvinte monosilabice și polisilabice].
- DIN 45626-1: Tonträger mit Sprache für Gehörprüfung - Teil 1: Tonträger mit Wörtern nach DIN 45621-1 [Purtătorul de sunet cu vorbire pentru testele de recunoaștere - partea 1: purtător de sunet cu liste de cuvinte în conformitate cu DIN 45621-1 (înregistrare 1969)].
- Hahlbrock KH (1953): Über Sprachaudiometrie und neue Wörterteste [Despre audiometria de vorbire și noile teste bazate pe cuvinte]. European Archives of Oto-Rhino-Laryngology [Arhivele Europene de Oto-Rino-Laringologie] 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 [Normele de performanță pentru versiunile de discuri compacte VA ale listelor de cuvinte CID W-22 (Hirsh) și PB-50 (Rush Hughes)], Journal of the American Academy of Audiology [Jurnalul Academiei Americane de Audiologie] 8, p. 163-172
- Hillock-Dunn A (2015): Pediatric Speech Recognition Measures - What's Now and What's Next! [Măsurile de recunoaștere a vorbirii pediatrice - Ce este acum și ce urmează!], <http://www.audiologyonline.com>
- Picard M (1997): Speech Audiometry in French speaking Quebec [Audiometria de vorbire în provincia Quebec vorbitoare de limba franceză], Revue d'Orthophonie et d'audiologie [Revista de Ortofonie și Audiologie] 21(4), p. 301-311
- Schoepflin JR (2012): Back to Basics: Speech Audiometry [Înapoi la elementele de bază: Audiometria de vorbire], <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 [Performanța de recunoaștere a cuvintelor pentru Testul Auditiv nr. 6 condus de Universitatea Northwestern, Liste de cuvinte în liniște și în mesaje concurente], Journal of the American Academy of Audiology [Jurnalul Academiei Americane de Audiologie] 10, p. 429-435
- Thomson S (2012): Comparison of Word Familiarity: Conversational Words vs. NU-6 list Words [Comparația familiarității cuvintelor: Cuvintele conversaționale vs. Lista de cuvinte NU-6], <http://www.audiologyonline.com>

3.1.7 CD Player pentru Vorbire

METODOLOGIE

CD Player pentru Vorbire oferă o platformă alternativă pentru testele de vorbire care urmează un flux de lucru tipic de prezentare a cuvintelor organizate în liste de cuvinte care sunt grupate într-o piesă CD la unul sau mai multe nivele de vorbire. Testul poate fi efectuat în liniște sau în zgomot. Zgomotul mascat contralateral poate fi aplicat opțional. CD Player de Vorbire oferă posibilitatea de a selecta o piesă CD și de a reda cuvintele din această piesă cu funcții de pornire, oprire și pauză. Punctajul poate fi efectuat pentru fiecare cuvânt prezentat. Aplicația clinică și grupul țintă de pacienți depind de materialul de vorbire utilizat⁵.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați subtestul CD Player pentru Vorbire din ecranul de selecție a modulelor. Dacă mai mult de un test de vorbire este licențiat, subtestul respectiv poate fi găsit în secțiunea Vorbire. Asigurați-vă că selectați un subtest cu limbă și liste de cuvinte care corespund abilităților lingvistice ale subiectului testat. În continuare, fluxul de lucru este explicat ca exemplu pentru testul de vorbire NVA olandez (a se vedea *Figura 19*).

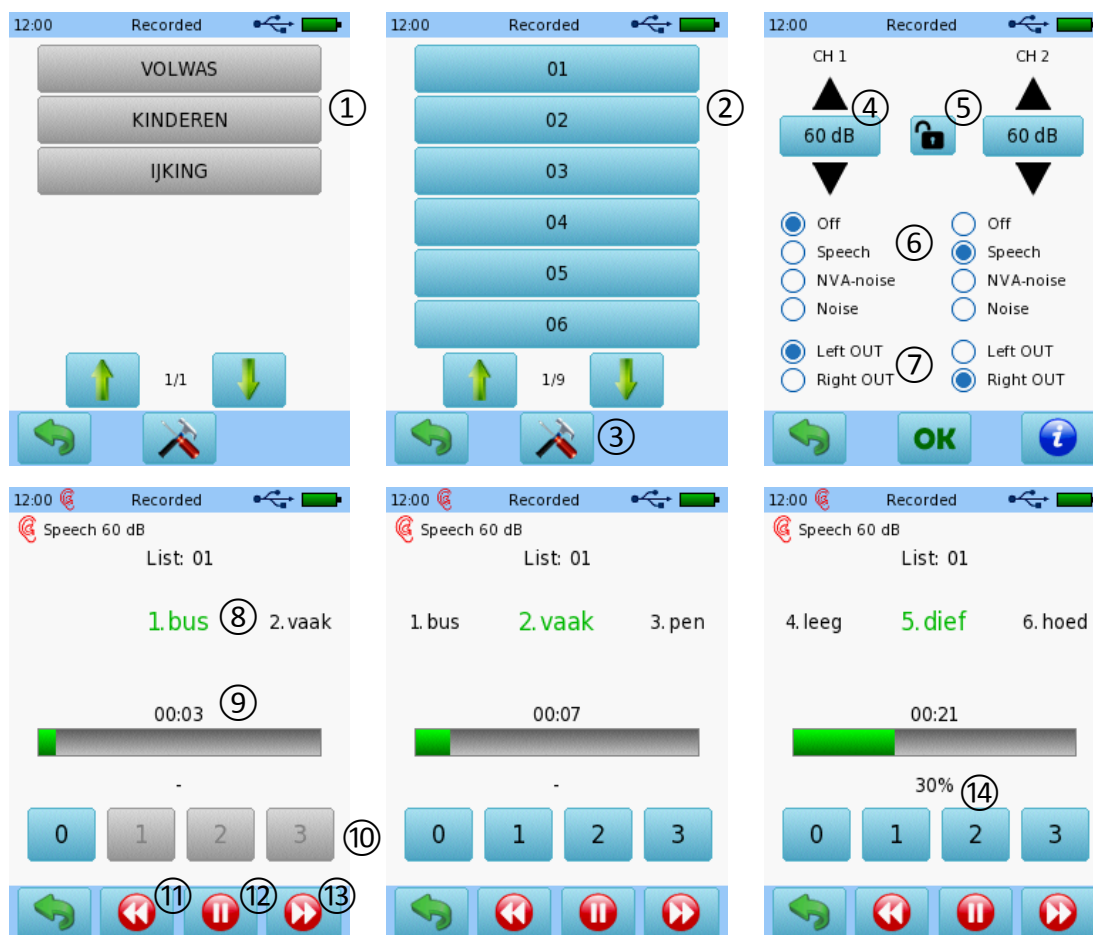


Figura 19: Interfața cu utilizatorul NVA (stânga sus: selecția listei; mijloc sus: selecția piesei, dreapta sus: configurația de ieșire a stimulilor; de la stânga la dreapta jos: interfața cu utilizatorul a testului la momente diferite din cadrul unei piese)

⁵ Contactați PATH MEDICAL pentru o prezentare generală a testelor de vorbire disponibile în cadrul CD Player pentru Vorbire.

Asigurați-vă că este conectat un traductor valid (căști de radio, căști de inserare sau difuzoare). Înainte de începerea testului, subiectul trebuie instruit cu privire la sarcină. În timpul testului, subiectul trebuie să repete cuvântul. Examinatorul trebuie să evalueze dacă cuvântul a fost înțeles corect sau nu. Rețineți că testul trebuie efectuat de către un examinator calificat și cu auz normal. Examinatorul trebuie să controleze redarea stimulului dacă este necesar și să introducă răspunsul. Testul *nu* este destinat să fie auto-controlat de către subiect.

Inițial, materialul de vorbire adecvat trebuie să fie selectat de către examinator. Fiecare buton ① selectează un grup de piese de pe CD (de exemplu, cu cuvinte pentru diferite grupe de vârstă). După aceea, poate fi selectată piesa respectivă ② din grupul de melodii. Pentru a seta configurația de ieșire a stimulului, apăsați butonul *setări* ③. În meniul de setări, utilizatorul poate configura ieșirea pentru cele două canale de stimuli. Pentru fiecare canal, nivelul de vorbire poate fi setat apăsând butoanele *sus/jos* ④. Dacă doriți să modificați simultan ambele niveluri, puteți bloca nivelurile de vorbire ale canalelor 1 și 2 apăsând butonul *blocare* ⑤. Pentru fiecare canal, pot fi configurate tipul stimulului ⑥ și urechea ⑦. După selectarea piesei, testul începe automat prin redarea cuvintelor din piesa aleasă, pe măsură ce CD-ul rulează. În timpul testului, se afișează cuvântul curent ⑧ și timpul scurs. Imediat ce sunt activate, în orice moment butoanele de *scor* ⑩ pot fi apăsați (pentru ca NVA să înscrie numărul de foneme corecte). Prezentarea poate fi întreruptă prin apăsarea butonului *pauză* ⑫. Dacă doriți să repetați cuvântul curent sau să treceți la următorul cuvânt, apăsați pe butoanele *înapoi* ⑪ sau *înainte* ⑬. Apăsând de două ori butonul *înapoi*, puteți reveni la cuvântul anterior. Scorul ⑭ este afișat în funcție de valoarea introdusă de utilizator. La sfârșitul unei piese, este stocat un singur punct de date pentru audiograma de vorbire. La părăsirea testului, ecranul cu rezultate este afișat ca o audiogramă de vorbire grafică și tabelă, împreună cu un prag de recunoaștere a vorbirii de 50% și un punctaj maxim (a se vedea *Figura 20*). Comutați între vizualizări prin apăsarea graficului / tabelului.

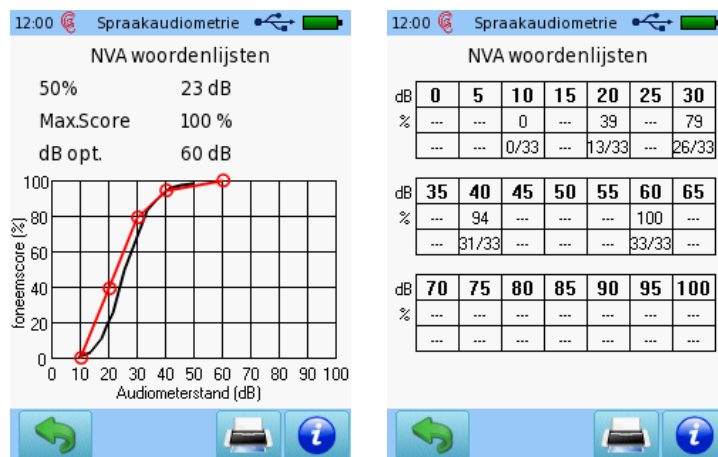


Figura 20: Rezultatul NVA (stânga: graficul audiogramei de vorbire, dreapta: tabelul audiogramei de vorbire)

3.1.8 Vorbirea în direct

METODOLOGIE

Modulul Vorbire în Direct oferă o platformă de bază pentru testele de vorbire cu vorbire în direct prezentată de către examinator prin intermediul microfonului. Nivelul de ieșire poate fi echilibrat cu ajutorul unui contor de volum (VU). Utilizatorul este responsabil pentru selectarea corectă, pronunțarea și echilibrarea cuvintelor, precum și pentru evaluarea rezultatelor. În general, există deficite cunoscute ale acestei metode legate de reproductibilitate în prezentări (de exemplu, datorită diferenței de registru, calității vocii, vitezei de producție a cuvintelor de către examinator). Modulul Vorbire în Direct oferă trei moduri: Prag de detectare a vorbirii (SDT), Prag de recunoaștere a vorbirii (SRT) și Recunoașterea cuvintelor (WR).

Pragul de recunoaștere a vorbirii sau pragul de recepție a vorbirii este nivelul minim de vorbire la care pacientul recunoaște 50% din materialul de vorbire. Recunoașterea înseamnă că subiectul poate reproduce corect materialul de vorbire prezentat (fie prin repetarea materialului de vorbire prezentat, fie prin selectarea elementului de testare dintr-un set de opțiuni închise). Pragul de detectare a vorbirii sau pragul de conștientizare a vorbirii este nivelul minim de vorbire la care pacientul este capabil să observe prezența vorbirii în proporție de 50% din timp. Pacientul nu trebuie să identifice materialul prezentat ca vorbire, ci trebuie să indice conștientizarea prezenței sunetului. Recunoașterea cuvintelor este similară cu pragul de recunoaștere a vorbirii, dar permite setarea unui prag de vorbire la o rată de recunoaștere diferită de 50%.

Aplicația clinică a Vorbirii în Direct este determinarea recunoașterii vorbirii sau a pragurilor de detecție în liniște la subiecții cooperanți pentru diagnosticarea audiologică. Aplicația clinică și grupul țintă de pacienți depind de materialul de vorbire aplicat.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați modulul Vorbire în Direct din ecranul de selectare a modulelor. Dacă mai mult de un test de vorbire este licențiat, respectivul modul de vorbire poate fi găsit în secțiunea *Vorbire*.

Asigurați-vă că este conectat un traductor valid (căști de radio sau căști de inserare). Înainte de începerea testului, subiectul trebuie instruit cu privire la sarcină. În timpul testului, subiectul trebuie să repete elementul de testare prezentat (SRT, WR) sau să indice că a fost detectat un sunet (SDT). Examinatorul trebuie să evalueze dacă elementul de testare prezentat a fost înțeles corect (SRT, WR). Rețineți că testul trebuie efectuat de către un examinator calificat și cu auz normal. Examinatorul trebuie să producă vorbire în direct și să introducă răspunsul. Testul *nu* este destinat să fie auto-controlat de către subiect.

Modulul Vorbire în Direct oferă mai multe opțiuni pentru configurarea testului (a se vedea *Figura 21*). Mai întâi, selectați modul de testare (SDT: Pragul de detectare a vorbirii, SRT: Pragul de recunoaștere a vorbirii, WR: Recunoașterea cuvintelor) apăsând butonul *mod de testare* ② până când apare modul de testare favorit. Urechea de testare (dreapta, stânga, ambele) poate fi selectată apăsând caseta de selectare a *urechii* respective ①.

Înainte de a începe prezentarea vorbirii în direct, nivelul de intrare al microfonului poate necesita reglare: asigurați-vă că butonul *intrare/ieșire* ⑧ arată MIC. Dacă este necesar, porniți microfonul apăsând butonul *pornire/oprire a microfonului* ⑦ și vorbiți în microfon cu o intensitate a vorbirii pe care o veți folosi pentru prezentarea vocală în direct. Reglați intrarea microfonului din butoanele de *nivel* ④ astfel încât indicatorul de măsurare VU ③ să se apropie de 0 și să nu ajungă continuu în zona roșie. Apăsăți butonul *nivel în sus* pentru a crește și butonul *nivel în jos* pentru a scădea sensibilitatea microfonului. Puteți trece peste procedura de reglare a nivelului microfonului dacă

intensitatea vorbirii este adecvată pentru setarea nivelului microfonului dat. Dacă nivelul microfonului este corect, puteți continua cu setarea nivelului de vorbire: apăsați butonul *intrare/ieșire* ⑧ pentru a afișa pictograma căștilor de radio și pentru a folosi butoanele de *nivel* ④ pentru a modifica nivelul de vorbire după cum este necesar.



Figura 21: Interfața cu utilizatorul Vorbire în Direct (stânga: interfața cu utilizatorul SDT cu microfonul oprit; mijloc: interfața cu utilizatorul SDT cu microfonul activat și reglarea nivelului microfonului; dreapta: interfața cu utilizatorul WR după acceptarea pragului stabilit)

În timpul testului, asigurați-vă că atunci când vorbiți în microfon, indicatorul contorului VU rămâne în principal în zona albastră aproape de zero. Dacă indicatorul ajunge în mod continuu în zona roșie în timpul prezentării vorbirii în direct, ajustați nivelul microfonului așa cum este descris mai sus. În timpul modulului SDT sau SRT, nivelul de vorbire trebuie să fie ajustat de examinator până când se stabilește pragul respectiv. În modul WR, răspunsurile corecte și incorecte pot fi luate în considerare suplimentar prin apăsarea butonului OK ⑨ sau a butonului *nu OK* ⑪. Scorul și procentajul sunt afișate ⑩. Rețineți că aceste valori nu sunt rememorate la schimbarea nivelului de vorbire. Dacă pragul de vorbire a fost stabilit, apăsați butonul *acceptare prag* ⑤. Nivelul de vorbire selectat în mod curent și pentru WR și scorul sunt preluate și afișate în butonul pentru *modul de testare* ②. Apăsați butonul *oprire* ⑥ pentru a termina testul.

Rezultatele tuturor celor trei moduri sunt salvate. Ecranul de rezultate afișează o audiogramă de vorbire care include scorul de recunoaștere a cuvântului și pragul de detecție și recunoaștere a vorbirii determinate (a se vedea Figura 22).

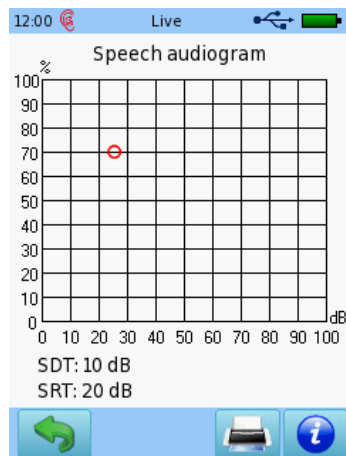


Figura 22: Rezultatul Vorbirii în Direct (cu scorul de recunoaștere a cuvântului în audiogramă de vorbire, prag de detecție a vorbirii și prag de recunoaștere a vorbirii)

3.1.9 Testarea de Screening Auditiv München pentru Tulburările de Procesare (MAUS)

METODOLOGIE

MAUS este un test de screening german pentru identificarea subiecților cu tulburare centrală de procesare auditivă (APD). Testul a fost special conceput și validat pentru copii de la 6 la 11 ani, dar poate fi folosit și pentru alți subiecți cooperanți. Se presupune că testul se efectuează după excluderea sau tratamentul (de exemplu, asistență auditivă, intervenție chirurgicală) unei tulburări auditive periferice. În cazul unui rezultat pozitiv cu privire la APD, pot fi recomandate diagnostice suplimentare pentru diferențierea la alte disfuncții, cum ar fi disfuncții cognitive, tulburări de deficit de atenție, disfuncții generale ale memoriei pe termen scurt. *MAUS* este disponibil numai în limba germană (înregistrări: © Westra Elektroakustik GmbH 2003/2004). *MAUS* include trei subteste: secvența silabelor, cuvintele în zgomot și diferențierea și identificarea fonemului. Aceste subteste permit sensibilitatea maximă pentru detectarea APD (a se vedea secțiunea *Rezultatele Studiului*). Secvența subtestului de silabe include 18 elemente cu șase cuvinte de trei silabe (de exemplu, muwage = mu-wa-ge), șase cuvinte de patru silabe și șase cuvinte de cinci silabe. Toate elementele sunt cuvinte fără sens. Apariția vocalelor și consoanelor vizibile pentru subiecții cu ADP este echilibrată. Testarea cuvintelor în zgomot include 12 elemente pe ureche cu zgomot ipsilateral de simulare a vorbirii. Spre deosebire de celelalte subteste, pentru care elementele sunt prezentate binaural, toate elemente cuvinte în zgomot sunt prezentate monaural. Testul de diferențiere și identificare a fonemului include 13 perechi consoană-vocală și 10 perechi consoană-consoană-vocală de silabe fără semnificație. Întregul material de vorbire este prezentat la un nivel fix de 65 dB HL. Durata testului este de aproximativ 15 minute. Pentru mai multe detalii, vă rugăm să consultați secțiunea *Rezultatele Studiului* și manualul *MAUS* (Nickisch și colab., 2004).

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați *MAUS* din ecranul de selecție a modulelor. Dacă mai mult de un test de vorbire este licențiat, *MAUS* poate fi găsit în secțiunea *Vorbire*. Asigurați-vă că este conectat un traductor valid (de exemplu, căști de radio, căști de inserare). Testul începe cu secvența de subteste de silabe și trece la subtestele cuvinte în zgomot și diferențierea și identificarea și fonemului (a se vedea *Figura 23*). Pentru fiecare subtest, instruiți subiectul cu privire la sarcinile descrise în *Tabelul 6*. Instrucțiunile sunt de asemenea afișate pe ecranul dispozitivului înainte de începerea subtestului.

Instruirea făcută de examinator	Sarcină pentru examinator
Subtest 1: Secvență de silabe	
<i>Vei auzi cuvinte magice. Ascultă cu atenție și repetă ceea ce ai auzit.</i>	
Subtest 2: Cuvinte în zgomot	
<i>Acum vei auzi cuvinte în timp ce este zgomot. Ascultă cu atenție și repetă ceea ce ai auzit.</i>	
Subtest 3: Diferențierea și identificarea fonemelor	
<i>Acum voi spune două cuvinte fără sens. Ascultă cu atenție și spune-mi dacă aceste cuvinte sunt exact la fel sau nu! Ambele cazuri pot apărea. După aceea, te rog să repeți cuvintele în ordinea corectă. Hai să încercăm. Mi-Mi, aceste cuvinte</i>	Așteptați răspunsul subiectului și verificați dacă subiectul înțelege sarcina pentru silabe similare.

Instruirea făcută de examinator	Sarcină pentru examinator
<p>sunt exact la fel. Ce cuvinte am spus?</p> <p>[dacă este corect:] Perfect.</p> <p>[dacă este greșit:] Ascultă cu atenție din nou, îți spun încă o dată cuvintele ... [repeți instrucțiunile]</p>	
<p>Acum ascultă din nou: Bo-Sa, aceste cuvinte sună diferit. Ai auzit asta? Ce cuvinte am spus?</p> <p>Încearcă singur acum: Li-Pa. Este similar sau diferit?</p> <p>[dacă este corect:] Perfect.</p> <p>[dacă este greșit:] Ascultă cu atenție din nou ... [repeți instrucțiunile]</p>	Așteptați răspunsul subiectului și verificați dacă subiectul înțelege sarcina pentru silabe diferite.

Tabelul 6: Instruire MAUS

Rețineți că pentru primul subtest (secvența de silabe) subiectul are două încercări, adică dacă secvența de silabe nu a fost repetată corect prima dată, elementul este reluat automat și subiectul poate repeta cuvântul a doua oară. Pentru celelalte subteste, toate elementele testului sunt redade o singură dată. Pentru o analiză calitativă suplimentară, se recomandă să scrieți răspunsurile incorecte pe o foaie de protocol separată. Testul *nu* este destinat să fie auto-controlat de către subiect.

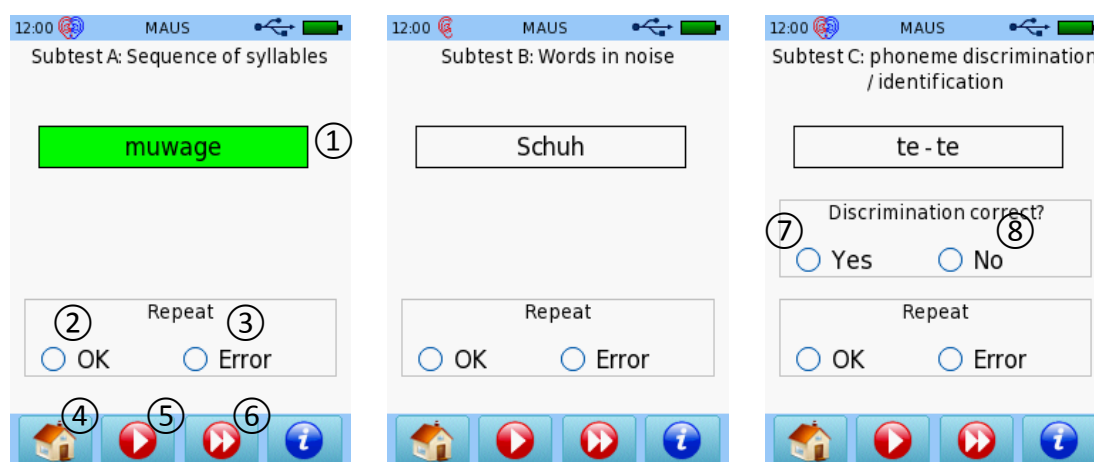


Figura 23: Interfața cu utilizatorul MAUS pentru diferitele subteste (stânga: secvența silabelor, mijloc: cuvintele în zgomot, dreapta: discriminarea și identificarea fonemelor)

Elementul curent al testului este afișat într-o casetă de pe ecran (1). Caseta care conține elementul testului este evidențiată cu verde atâta timp cât este prezentat elementul testului. Starea răspunsului poate fi introdusă prin selectarea butonului *OK* (repetat corect) (2) sau a butonului *Eroare* (repetat eronat) (3). Pentru subtestul de discriminare și identificare a fonemului, trebuie introdusă în plus și corectitudinea discriminării (Da: discriminat corect (7); Nu: discriminat incorect (8)). Elementul testului inițial pentru fiecare subtest este redat automat. După introducerea stării răspunsului, următorul element de testare poate fi pornit apăsând butonul *redare* (5). Puteți anula subtestul curent și continua cu următorul subtest apăsând butonul *înainte* (6). Testul poate fi oprit prin apăsarea butonului *acasă* (4).

Rezultatul arată o listă de scoruri cu cod de culoare (a se vedea *Figura 24*). Scorurile sunt calculate automat din intrarea examinatorului. Scorurile maxime sunt pentru secvența de silabe 36 puncte, pentru "cuvinte în zgomot" 12 puncte pe ureche, iar pentru "discriminarea și identificarea fonemului" 22 de puncte fiecare. Scorul este cartografiat la o gamă de valori T dependente de vârstă, care este reprezentată prin zone colorate (<30: extrem de substandard, 30-40: substandard, 41-60: normal, 61-70: excepțional, > 70 extrem de excepțional). Rețineți că, chiar dacă toate răspunsurile au fost corecte, pentru anumite grupuri de vârstă, scorul nu este cartografiat la cel mai bun interval de valori T. Dacă toate rezultatele sunt normale sau mai bune, probabilitatea unui APD este foarte scăzută. Dacă cel puțin un rezultat este substandard sau mai slab, este posibil ca un APD să fie prezent. Rețineți că testul este un test de screening, care poate produce rezultate pozitive false. Deci, dacă MAUS furnizează un rezultat vizibil, sunt recomandate diagnostice suplimentare (de exemplu, diagnosticarea inteligenței, diagnosticele neuro-pedaudiologice, diagnosticarea audiometrică obiectivă, de exemplu ABR).

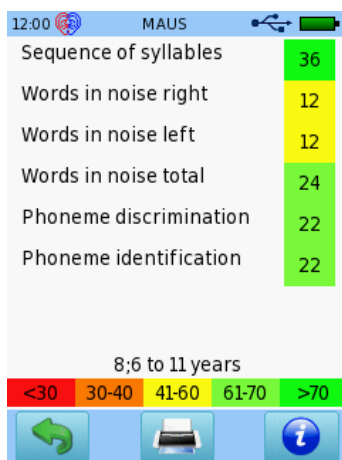


Figura 24: Rezultatul MAUS

REZULTATELE STUDIULUI

Într-un studiu prealabil efectuat de Nickisch și Oberle (2002), 79 de copii cu vârste cuprinse între 6 și 12 ani (media: 8,8 ani) cu auzul periferic normal (praguri de ton pur ≤ 20 dB HL) și indicație clinică pentru APD, inclusiv două sau mai multe rezultate pozitive APD cu următoarele teste psiho-acustice: testul Mottier din testul de lectură Zurich, testul de diferențiere a sunetului Heidelberg (HLAD) cu diferențierea sunetului, analiza și identificarea, audiometria de vorbire în zgomot, secvențele de numere, testul de ascultare dihotică, ascultarea direcțională, vorbirea comprimată în timp, fuziunea binaurală, testul Patsy, detectarea decalajelor și fonemele legate. A fost analizată rata incidenței rezultatelor atipice pentru subiecții cu auz normal. O combinație de teste a fost investigată în scopul obținerii unei sensibilități maxime în ceea ce privește detectarea APD. O combinație de trei teste a fost găsită a furniza o sensibilitate maximă: audiograma de vorbire în zgomot, testul Mottier și diferențierea fonemului de HLAD. Datele normative (Nickisch și *colab.*, 2004b) au fost derivate de la 356 de copii cu vârstă școlară (189 de sex masculin, 167 de sex feminin) cu o vârstă medie de 8,76 ani și cu auz periferic normal.

A fost efectuat un studiu clinic (Nickisch și *colab.*, 2004a) pe 52 de copii (36 cu APD, 16 fără APD) cu vârstă de la 6 până la 12 ani (vârsta medie de 9,5 ani) cu auz periferic normal. Toți copiii au prezentat auzul periferic normal. APD a fost diagnosticat dacă cel puțin două dintre celelalte teste menționate mai sus au prezentat un rezultat pozitiv la APD. A fost efectuat testul MAUS pentru comparație.

Corelația dintre subtestele MAUS și celelalte metode de testare a fost examinată și s-a ridicat la $r = 0,78$ (MAUS: secvență de silabe ↔ test Mottier), $r = 0,51$ (MAUS: cuvinte în zgomot ↔ audiometrie de vorbire în zgomot), $r = 0,76$ (MAUS: diferențierea fonemelor ↔ HLAD: diferențierea sunetului) și $r = 0,81$ (MAUS: identificarea fonemelor ↔ HLAD: identificarea sunetului). Toate corelațiile au fost înalt semnificative. Rata de concordanță a rezultatelor screeningului APD a fost comparată între subtestele MAUS și celelalte metode de testare și a reprezentat 71% (MAUS: secvența de silabe ↔ testul Mottier), 75% (MAUS: cuvinte în zgomot ↔ audiometrie de vorbire în zgomot), 73 % (MAUS: diferențierea fonemelor ↔ HLAD: diferențierea sunetului) și 87% (MAUS: identificarea fonemelor ↔ HLAD: identificarea sunetului). Sensibilitatea testului MAUS a fost de 97%. Într-un studiu extins (Heuckmann și colab., 2006), sensibilitatea a fost validată pe 132 de copii cu vârstă școlară (80 cu APD, 52 fără APD) de la 6 până la 12 ani (vârsta medie: 9,5 ani) și a ajuns la 96%.

Retestarea fiabilității testului MAUS a fost investigată într-un studiu (Heuckmann și colab., 2005) pe 62 de copii cu vârstă școlară de la 8 la 10 ani. Prin urmare, MAUS a fost efectuat de două ori cu un decalaj de timp de două până la șase săptămâni de la primul la cel de-al doilea test. Fiabilitatea generală a retestării pentru MAUS a fost $r = 0,75$, cu subtestele variind de la $r = 0,64$ (secvența silabelor) până la $r = 0,75$ (diferențierea fonemului).

LITERATURĂ

- Heuckmann C, Massinger C, Burger T, Nickisch A (2005): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) - Retest-Reliabilität und Sensivität [Testul de screening auditiv München (MAUS) pentru tulburările de percepție - fiabilitate și sensibilitate], Întâlnirea anuală a DGPP.
- Heuckmann C, Massinger C, Burger T, Kunze S, Nickisch A (2006): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) – Untersuchungen zur Kriteriumsvalidität [Testul de screening auditiv München (MAUS) pentru tulburările de percepție – Analiza validității criteriilor], Întâlnirea anuală a DGPP.
- 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 phoniatrich-pädaudiologische Aspekte (Current phoniatic-paedaudiological aspects / Aspecte curente foniatrice și pededeudiologice) (editori: Kruse E, Gross M), Median-Verlag, p. 327-331.
- Nickisch A, Heuckmann C, Burger T (2004): MAUS manual [Manual MAUS], Westra Elektroakustik.
- Nickisch A, Heuckmann C, Burger T, Massinger C (2006): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) [Analiza Münchner a tulburărilor de percepție auditivă (MAUS)], Laryngorhinootologie [Laringorhinootologie], 85, pp.253–259.

3.1.10 Testul de Discriminare în Discursul Auditiv Bochum (BASD)

METODOLOGIE

Testul de Discriminare în Discursul Auditiv Bochum (BASD) furnizează o baterie de testare audiometrică pentru detectarea deficiențelor de dezvoltare a vorbirii și a tulburărilor de procesare auditivă asociate (APD), adică deficite funcționale care nu sunt cauzate de tulburări auditive periferice sau tulburări de deficit de atenție. BASD examinează procesarea auditivă a stimulilor de vorbire și non-vorbire prin măsurarea doar a diferențelor observabile (JND) în frecvența, nivelul, durata și modularea amplitudinii unui semnal sinusoidal prezentat. Partea bazată pe non-vorbire din BASD se bazează pe inventarul Leipzig pentru evaluarea tulburărilor de procesare central-auditivă în timpul dezvoltării copilului (LIPP: a se vedea Ludwig, 2008). Elementele de testare suplimentare sunt stimuli de vorbire pentru testarea discriminării între diferitele consoane ba/ga (contrast în exprimare) și ga/ka (contrast în plasarea articulației). Testul este conceput ca o sarcină jucăușă, adică un joc de memorie și este destinat în special copiilor de peste 4 ani. Cu toate acestea, testul poate fi folosit și pentru alți subiecți cooperanți. Testarea este efectuată ca o procedură de alegere cu trei alternative. Sarcina este de a găsi două elemente similare (adică cu aceeași consoană, frecvență, nivel, durată) din trei alternative. Cele două elemente similare sunt distribuite aleator pe cele trei cartonașe de memorie. La apăsarea cartonașelor, imaginile apar ca într-un joc de memorie. Dacă cele două cartonașe selectate prezintă aceeași imagine, răspunsul a fost corect. Jocul oferă un feedback imediat subiectului testat și, prin urmare, crește motivația.

Parametrii inițiali sunt stabiliți după cum urmează: diferențele de nivel de stimuli de la 5 la 20 dB (pași de 5 dB), diferențele de durată de la 100 la 300 ms (pași de 50 ms) și diferențele de frecvență sunt setate la 0,05, 0,1, 0,2, 0,4, 0,8 și 1,6 octave. Frecvențele de bază sunt 500 Hz și 1 kHz. Pentru subtestul de modulare a amplitudinii, frecvența de modulație de referință este de 20 Hz. Tonul de abatere are o frecvență de modulație de 20 Hz + x Hz, iar x variază de la 0 la 80. Modulurile de stimulare sunt: monaural (ureche stânga sau dreaptă), dihotic (semnal ipsilateral, zgomot în bandă largă contralateral), binaural (aceleși semnal în ambele urechi), precum și inter-aural (aceleși stimul pe urechea contralaterală, stimul diferit pe urechea testată).

Pentru a determina JND, un algoritm adaptiv este realizat prin schimbarea mărimii pasului în funcție de durata timpului de măsurare, adică în etapele de început sunt mai mari comparativ cu cele de la sfârșitul procedurii. Pentru testele de nivel, frecvență și durată, la început, proprietatea țintă (și anume, diferența de nivel, diferența de frecvență, diferența de durată) este crescută/scăzută după fiecare încercare, ulterior este crescută/scăzută după două încercări (scăzută dacă ambele încercări au fost corecte, crescută dacă cel puțin o încercare a fost incorectă). JND se calculează pe baza punctelor de inversare.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați *BASD* din ecranul de selectare a modulelor. Dacă mai mult de un test de vorbire este licențiat, testul poate fi găsit în secțiunea *Vorbire*. Dacă este necesar, modificați parametrii (de exemplu, nivelul de prezentare, modul de prezentare, frecvența pentru subtestele tonale, diferența inițială pentru nivel, frecvență și durată, numărul de încercări și inversări), după cum este necesar. Selectați subtestul.

Asigurați-vă că este conectat un traductor valid (de exemplu, căști de radio, căști de inserare) și începeți testul selectând urechea de testare. Configurațiile urechii de testare disponibile depind de alegerea modului de prezentare (mono, binaural, dihotic, interaural) în setările modulului. Dacă este

selectat *monaural*, *dihotic* sau *interactiv*, puteți testa urechea dreaptă sau stângă. Dacă se selectează *dihotic*, toți stimulii de test sunt prezentați împreună cu zgomotul contralateral. Dacă se selectează *interaural*, toți stimulii de test sunt prezenți cu trei stimuli contralaterali identici (de exemplu, urechea dreaptă selectată pentru subtestul ba/ga - urechea dreaptă: ga - ba - ga, urechea stângă: ga - ga - ga). Dacă se selectează *binaural*, ambele urechi sunt testate împreună.

Înainte de începerea testului, subiectul trebuie instruit cu privire la sarcină. Sarcina este de a asculta trei stimuli reprezentați de trei cartonașe de memorie. Doi dintre acești trei stimuli sunt identici, adică aceștia prezintă aceeași modulare de consoane, nivel, frecvență, durată sau amplitudine. Cei doi stimuli identici sunt indicați de subiect prin descoperirea celor două cartonașe corespunzătoare.

În funcție de vârstă și abilitățile fizice/mentale, testul poate fi efectuat complet auto-controlat (adică subiectul provoacă stimulul și introduce răspunsul) după instrucțiuni sau cu ajutorul examinatorului. Supravegherea de către un examinator calificat este recomandată în orice moment.

La începerea testului, se afișează interfața principală cu utilizatorul (a se vedea *Figura 25*). Stimulul poate fi obținut prin apăsarea butonului *redare* ②. Prezentarea stimulului poate fi repetată prin apăsarea din nou a butonului *redare*. Subiectul răspunde prin apăsarea a două din cele trei cartonașe de memorie ④ corespunzătoare stimulilor considerați asemănători în ceea ce privește proprietatea țintă (consoană, nivel, frecvență, durată, modulație de amplitudine). Dacă cartonașele selectate sunt corecte, testul trece la următoarea încercare. Dacă cartonașele selectate nu sunt corecte, cel de-al treilea cartonaș este descoperit automat pentru a oferi feedback cu privire la care combinație ar fi fost corectă. Barele albastre din stânga ① și din dreapta ③ ale butonului *redare* reprezintă pachetele de cartonașe care arată progresul testului, adică bara din stânga scade cu fiecare încercare, iar bara din dreapta crește cu fiecare răspuns corect.

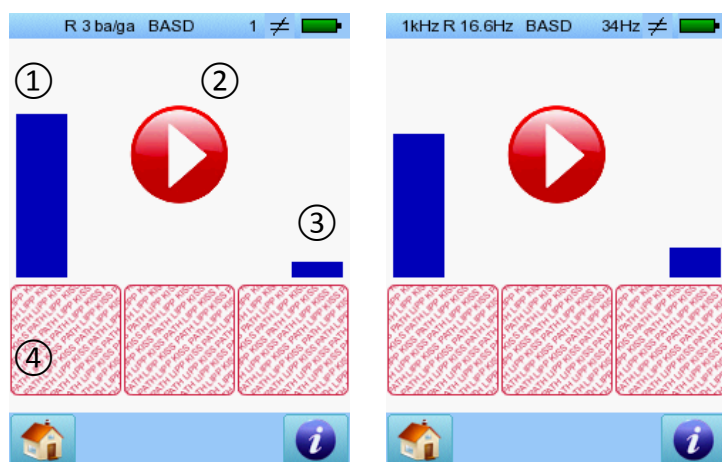


Figura 25: Interfața cu utilizatorul BASD (stânga: diferențiere ba/ga; dreapta: diferențierea frecvenței)

Antetul furnizează informații variate așa cum se explică în *Tabelul 7*.

Frecvența	Ureche a	Diferențiere actuală / Poziția actuală a elementului diferit	Tipul testului	Diferențiere anterioară / Element neapăsat anterior	
500 Hz, 1 kHz pentru testele tonale	R (dreapta), L (stânga), B (binaural)	Valoarea diferenței pentru testele tonale, în caz contrar poziția unui element diferit	ba/ga sau ga/ka nu este disponibil pentru testele tonale	Valoarea diferenței pentru testele tonale, în caz contrar poziția elementului neapăsat	≠ corect (s-a putut detecta diferența) = incorect

Tabelul 7: Informații din antetul BASD

De exemplu, captura de ecran din stânga de *Figura 25* furnizează următoarele informații: testul efectuat pe urechea dreaptă, elementul curent diferit față de celelalte două elemente este cel de-al treilea element (adică elementul din dreapta ecranului), subtestul efectuat este ba/ga, butonul neapăsat anterior este butonul din stânga ecranului (adică, butonul din mijloc și din dreapta au fost apăsați), răspunsul a fost corect. Captura de ecran din dreapta de *Figura 25* furnizează următoarele informații: testul este efectuat cu un ton de 1 kHz la urechea dreaptă, diferența curentă de frecvență este de 16,6 Hz, diferența de frecvență anterioară a fost de 34 Hz, răspunsul a fost corect.

Rezultatele BASD sunt afișate ca punctaj pentru testele consoane și ca prag de discriminare pentru testele tonale (a se vedea *Figura 26*). Pentru testele tonale, secvența de timp a răspunsurilor poate fi afișată prin apăsarea ecranului de rezultate. Sunt disponibile date normative preliminare (a se vedea *Rezultatele Studiului*).

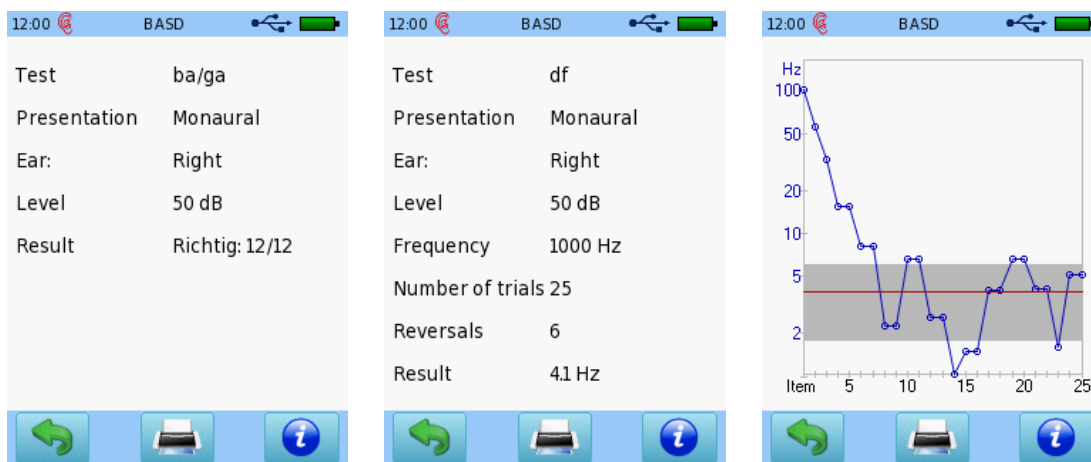


Figura 26: Rezultatul BASD (stânga: diferențierea ba/ga; mijloc, dreapta: datele privind rezultatele de diferențiere a frecvenței și secvența de timp)

REZULTATELE STUDIULUI

Într-un studiu efectuat la Universitatea din Leipzig (Freigang și colab., 2011), testul LIPP (similar cu partea bazată pe non-vorbire a BASD) a fost efectuat pe 59 de adulți cu vârste de la 65 la 89 de ani. Testele au fost efectuate la un nivel de stimulare de 35 dB SL cu prezentare monoaurală, dihotică și interaurală. Măsurătorile au condus la deteriorări semnificative în funcție de vârstă în capacitatea de a discrimina proprietățile acustice. Cele mai proeminente, frecvența interaurală și durata de discriminare la frecvențe scăzute de testare au fost ridicate, ceea ce ar putea fi explicat printr-o deteriorare a procesului dependent de timp și de fază la nivelurile cerebrale și corticale.

Într-un proiect susținut de Ministerul Federal German al Educației și Cercetării (BMBF), a fost elaborat un program de screening de vorbire pentru copiii preșcolari (Neumann, 2012). Programul de screening ar trebui să permită diferențierea între dezvoltarea normală a vorbirii (grupul A), dezvoltarea vizibilă a vorbirii cu nevoia de formare a discursului educațional (grupul B) și tulburări de dezvoltare a vorbirii cu necesitatea terapiei (grupul C). În plus, ar trebui detectate cazuri de DAP în cadrul fiecărui grup. S-a constatat că un test de screening pentru copii numit KiSS (Euler și colab., 2010) a demonstrat o bună sensibilitate și specificitate pentru identificarea dezvoltării vizibile a vorbirii, dar o discriminare insuficientă între grupurile B și C. Sarcina proiectului a fost de a dezvolta o baterie de testare psiho-acustică îmbunătățită pentru examinarea procesării auditive (cu diferențierea între grupurile A și C) la copiii cu vârsta cuprinsă între 4 și 5 ani. Mai mult decât atât, au

fost investigate corelațiile electrofiziologice ale procesării aceluiași stimuli cu potențialele măsurate legate de eveniment, adică negativitatea nepotrivită (MMN).

Pe 189 de copii de vârstă preșcolară de la 4 la 4,5 ani, BASD a fost testat pe mai multe teste de referință. Ascultarea periferică a fost testată prin audiometrie cu ton pur, timpanometrie, prag reflex stapedian și testul de inteligibilitate a vorbirii Göttinger (în liniște) pentru copii. Dezvoltarea vorbirii a fost testată cu ajutorul testului vocabular AWST-R pentru copii, testului de dezvoltare a vorbirii SET-K 3-5 pentru copii (cu subteste de construcție a regulilor morfologice, înțelegerea vorbirii, comemorarea fonologică a non-cuvintelor, comemorarea frazei), testul de articulare PLAKSS și testul de vorbire KiSS.2 pentru copii. Procesarea auditivă a fost testată prin intermediul testului de inteligibilitate a vorbirii Göttinger (în liniște / în zgomot) pentru copii, testului dihotic Uttenweiler, testului Mottier, chestionarului parental. Abilitățile cognitive au fost testate cu ajutorul unor Matrice Progresive Colorate (CPM), un test de inteligență fără limbaj și o examinare fonică/audiologică. Pe baza acestor teste, experții au clasificat dezvoltarea generală a vorbirii și suspiciunea de APD pentru fiecare copil. Din cei 189 copii, 120 (63,5%) au fost clasificați în grupul A, 37 (19,6%) în grupul B și 32 (16,9%) în grupul C. Din 188 de copii, 13 (6,9%) erau suspectați de APD. Din copiii cu APD pozitiv, 2 (1,7%) au fost din grupul A, 4 (10,8%) din grupul B și 7 (22,6%) din grupul C. Sensibilitatea KiSS.2 pentru detectarea unei dezvoltări vizibile de vorbire (inclusiv grupurile B și C) s-a ridicat la 89,7%, specificitatea la 89,1%. La 71 dintre cei 189 de copii (cu cote similare din fiecare grup de la A la C), MMN a fost aplicat. Nu au existat diferențe semnificative între grupurile de testare.

Au fost stabilite date normative BASD într-un studiu cu 293 copii de la 4,0 până la 5,11 ani. A putut fi observat un efect de dezvoltare dependent de vârstă. Mediane de praguri de discriminare sunt prezentate în *Tabelul 8* pentru diferitele grupe de vârstă. Pentru diferențierea frecvenței au apărut scăderi dependente de vârstă. Atunci când se consideră nevalidă o discriminare a frecvenței care depășește 500 Hz, 35% din toate datele din grupa de vârstă 4,0 până la 4,5 ani au trebuit să fie eliminate. Această cotă a scăzut odată cu creșterea vârstei până la 9% pentru grupa de vârstă 5,6 până la 5,11 ani. Acest lucru înseamnă că subtestul de discriminare în funcție de frecvență poate să nu fie potrivit pentru copiii foarte mici.

Vârstă (ani)	4,0-4,5	4,6-4,11	5,0-5,5	5,6-5,11
Nivel [dB]	8,7 [n=143]	8,6 [77]	7,6 [50]	6,0 [23]
Frecvență [Hz]	67,8 [103]	69,0 [59]	62,3 [41]	40,0 [21]
Durată [ms]	146,0 [143]	146,7 [77]	113,4 [50]	65,3 [23]
Ga-Ka [scoe/12]	6 [122]	5 [73]	6 [50]	10 [23]
Ba-Ga [scor/12]	6 [125]	8 [74]	9 [50]	11 [23]

Tabelul 8: Medianele pragului de discriminare BASD pentru diferite grupe de vârstă

Datele normative pentru procentul de 90% sunt afișate pentru diferitele grupe de vârstă în *Tabelul 9*. Corelația dintre subtestele BASD și clasificarea experților a fost semnificativă pentru frecvența subtestelor (dacă au fost eliminate rezultatele nevalide, în special din partea copiilor mici), loc de articulare și exprimare. De asemenea, a fost investigată diferențierea APD. Au existat corelații semnificative între exprimarea și decizia experților, precum și între durata și suspiciunea părinților sau a lucrătorilor din domeniul îngrijirii copilului.

Vârsta (ani)	4,0-4,5	4,6-4,11	5,0-5,5	5,6-5,11
Nivel [dB]	13,4	13,4	12,7	12,7
Frecvență [Hz]	296	344	223	70
Durată [ms]	249	254	158	157
Ga-Ka [scor/12]	2	2	2	4
Ba-Ga [scor/12]	2	3	5	6

Tabelul 9: BASD 90% pentru diferite grupe de vârstă

LITERATURĂ

- Biedermann F (2004): Zentrale Verarbeitung akustischer Informationen nach unilateralen Läsionen im auditorischen Di- und Telencephalon [Prelucrarea centrală a informațiilor acustice după leziuni unilaterale în di- și telencefalul auditiv], dizertație, Universitatea din Leipzig.
- Biedermann F, Bungert P, Dorrscheidt GJ, von Cramon DY, Rübsamen R (2008): Central auditory impairment in unilateral diencephalic and telencephalic lesions [Insuficiență auditivă centrală în leziunile unilaterale diencefalice și telencefalice], *Audiology and Neurootology* [Audiologie și Neurootologie] 13, p. 123-144.
- Bungert-Kahl P, Biedermann F, Dorrscheidt GJ, von Cramon DY, Rübsamen R (2004): Psychoacoustic test tools for the detection of deficits in central auditory processing: Normative data [Instrumente de testare psihoacustice pentru detectarea deficiențelor în procesarea auditivă centrală: date normative], *Audiological Acoustics* [Acustică Audiologică], 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, [Criteriile de validitate ale unui scurt test pentru a evalua competența de vorbire și lingvistică la vârsta de 4 ani], *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 [Evaluarea abilităților centrale de discriminare auditivă la adulții în vârstă], *Frontiers in Aging Neuroscience* [Frontiere în Neuroștiința Îmbătrânirii] 3(6)
- Ludwig A (2008): Psychoakustische Untersuchungen zu zentral-auditiven Verarbeitungsstörungen während der Kindesentwicklung [Examinări psiho-acustice privind tulburările de procesare central-auditivă în timpul dezvoltării copilului], dizertație, Universitatea din Leipzig.
- Neumann K (2012): Ein Screening-Verfahren zur flächendeckenden Erfassung des Sprachstandes vier- bis viereinhalbjähriger Kinder: Optimierung, Validierung, Erweiterung, elektrophysiologische Fundierung [O procedură de screening pentru o achiziție cuprinzătoare a statutului vorbirii la copii de 4 până la 4,5 ani: optimizare, validare, extensie, fundație electrofiziologică], raport final al proiectului BMBF nr. DLR 01GJ0982.
- Neumann K, Moliadze V, Bieck S, Oswald J, Darquea M, Euler H, Zaretsky Y, Dazert S (2012a): Auditive Verarbeitung und Wahrnehmung vierjähriger Kinder: ein neues Testverfahren mit sprachfreien und sprachhaltigen Stimuli [Procesarea și percepția auditivă a copiilor de 4 ani], *Întâlnirea anuală a DGA*.
- 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 [Un nou test pentru a evalua procesarea auditivă centrală la copiii de 4 ani: Un studiu psihoacustic și MMN], *Întâlnirea anuală a NHS*.

3.1.11 Inventarul de Handicap de Auz pentru Screeningul Vârstnicilor (HHIE-S)

METODOLOGIE

În chestionarele de screening, subiecții sunt rugați să evalueze starea lor de auz răspunzând la una sau mai multe întrebări specifice. Chestionarul HHIE a fost elaborat și standardizat de Ventry și Weinstein (1982) și a inclus 25 de întrebări. Versiunea de screening abreviată HHIE-S (Weinstein, 1986) cuprinde 10 întrebări care privesc limitările de activitate, restricțiile de participare și sentimentele și emoțiile asociate vieții cotidiene. De exemplu, una dintre întrebările categoriei emoționale este: *Oare o problemă a auzului vă face să vă simțiți jenat când cunoașteți oameni noi?* De exemplu, una dintre întrebările categoriei de restricționare a participării este: *Aveți dificultăți de auz când cineva vorbește în șoaptă?* Răspunsul poate fi *Da*, *Uneori* sau *Nu*. Răspunsurile sunt potrivite unei scale de răspuns în mai multe puncte: *Da* = 4 puncte, *Uneori* = 2 puncte și *Nu* = 0 puncte. Scorul total este calculat prin adunarea punctelor și este comparat ulterior cu limita stabilită pentru a decide dacă este promovare sau respingere. În mod normal, chestionarul este realizat într-un format de administrare față în față. Interviewatorul citește ulterior fiecare întrebare și posibilele categorii de răspuns cu voce tare, așteaptă răspunsul subiectului și completează răspunsul corespunzător pe formular.

Chestionarul este special conceput pentru screening-ul auditiv la vârstnici, cu toate acestea, poate fi utilizat și pentru alți subiecți cooperanți. Rețineți că testul este un test de auto-evaluare și, prin urmare, depinde de cooperarea subiectului și de capacitatea acestuia de a răspunde sincer și realist și, prin urmare, poate prezenta un rezultat care se abate de la starea reală a auzului. Se recomandă diagnosticarea audiologică ulterioară, mai ales dacă rezultatul screeningului HHIE-S sugerează probleme de auz.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați *HHIE-S* din ecranul de selecție a modulelor. Selectați limba în care doriți să efectuați chestionarul. Informații subiectul despre sarcină: sunt prezentate câteva întrebări din situațiile din viața de zi cu zi (a se vedea *Figura 27* stânga). Subiectul va răspunde cu *Da*, *Uneori* sau *Nu*, în funcție de care răspuns pare cel mai potrivit. În funcție de vârstă și abilitățile fizice/mentale, testul poate fi efectuat complet auto-controlat după instruire sau cu ajutorul examinerului (adică examinerul citește întrebările și/sau introduce răspunsurile). Rezultatul este afișat ca punctaj cu starea luminii semaforului (a se vedea *Figura 27* dreapta).

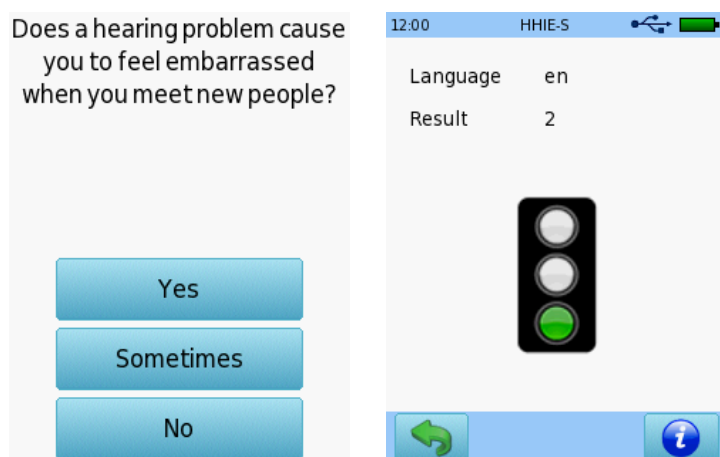


Figura 27: Interfața cu utilizatorul HHIE-S (stânga) și rezultatul (dreapta)

Rețineți că în acest test subsolul este ascuns. Puteți activa subsolul apăsând scurt butonul *pornire/oprire*.

REZULTATELE STUDIULUI

Jupiter și DiStasio (1998) au investigat performanța HHIE-S la 50 de subiecți vârstnici, de la 65 la 85 de ani, fără antecedente de boală otologică, expunere la zgomot la nivel înalt sau ototoxicitate. În cadrul studiului, chestionarul HHIE-S a fost realizat împreună cu determinarea unei medii (indexul Fletcher) de prag de ton pur cu trei frecvențe (0,5, 1, 2 kHz) la urechea mai bună. Scorul mediu HHIE-S a fost de 9,8, în timp ce pragul mediu de ton pur a fost de 36,8 dB HL. Corelația dintre scorul HHIE-S și media pragului de ton pur a atins $r = 0,67$ pentru întrebările situaționale, $r = 0,52$ pentru întrebările emoționale și $r = 0,63$ pentru toate întrebările.

LITERATURĂ

- Jupiter T, DiStasio D (1998): An evaluation of the HHIE-S as a Screening Tool for the elderly homebound population [O evaluare a HHIE-S ca instrument de screening pentru populația vârstnică legată de domiciliu], Journal of the Academy of Rehabilitative Audiology [Jurnalul Academiei de Audiologie Reabilitară] 31, p. 11-21
- Ventry IM, Weinstein BE (1982): The hearing handicap inventory for the elderly: a new tool [Inventarul handicapurilor de auz pentru persoanele în vârstă: un instrument nou], Ear and Hearing [Ureche și auz] 3(3), p. 128-134.
- Weinstein BE (1986): Validity of a screening protocol for identifying elderly people with hearing problems [Validitatea unui protocol de screening pentru identificarea persoanelor în vârstă cu probleme de auz], American Speech-Language-Hearing Association [Asociația Americană Vorbire-Limbă-Auz] 28, p. 41-45.

3.2 Proceduri de testare fiziologică

Procedurile de testare fiziologică includ emisiile otoacustice (OAE), potențialele evocate auditive (AEP), testele de imitanță acustică (timpanometrie) și alte teste care se bazează pe măsurarea proprietăților fiziologice.

Procedurile de testare fiziologică nu necesită participarea activă a subiectului testat în timpul testului. Spre deosebire de testele psiho-acustice, capacitatea și dorința subiectului de a coopera nu joacă decât un rol subordonat. Cu toate acestea, este necesară o anumită cooperare. Aceasta poate include (în funcție de procedura de testare) că persoana se menține calmă, nu înghite, nu se mișcă sau nu îndepărtează traductorul sau orice alt echipament de testare relevant din poziția necesară în timpul testului. Spre deosebire de procedurile de testare psiho-acustică, pot fi efectuate proceduri de testare fiziologică la subiecții care nu sunt capabili sau nu doresc să efectueze o sarcină psiho-acustică, adică subiecți prea tineri sau incapabili de a răspunde comportamental. Aceștia pot fi nou-născuții și copiii mici, subiecții cu handicap mental sau fizic sau persoanele care simulează o pierdere a auzului. Examinatorul trebuie să se asigure că subiectul este capabil să îndeplinească condițiile necesare (de exemplu, să fie liniștit în timpul testului). De asemenea, subiecții în vârstă trebuie să fie informați despre procedura de testare, astfel încât să știe la ce să se aștepte în timpul testului. Acest lucru poate contribui pozitiv la relaxarea pacientului.

În funcție de procedura de testare, mediul de testare trebuie să fie adecvat. Acesta poate include condiții de zgomot ambiant scăzut (OAE) și radiații electromagnetice scăzute (AEP). Neconformitatea poate deteriora rezultatul.

Procedurile de testare fiziologică se bazează pe procese fiziologice specifice care sunt active în diferite stadii ale căii auditive și, prin urmare, reflectă funcționarea mecanică sau neurologică a sistemului auditiv. Prin urmare, pot fi utilizate teste fiziologice (test unic sau combinație de teste) pentru diagnosticarea topologică a auzului, adică pentru detectarea locului de afectare de-a lungul căii auditive. Timpanometria, OAE și AEP sunt în măsură să facă diferența între tulburările urechii medii, cohleare și neurale. Acest lucru este important deoarece o terapie adecvată pentru o tulburare a auzului poate fi dezvoltată numai dacă se cunoaște care stadiu al căii auditive este afectat. Cu ajutorul testelor psiho-acustice, este posibilă o diferențiere între pierderea conductivă și sensorineurală a auzului sunetelor prin evaluarea diferenței dintre pragurile de ton pur ale conductanței aeriene și osoase. Cu toate acestea, discriminarea unei pierderi a auzului sensorineural, și anume diferențierea dintre o tulburare senzorială (cohleară) și o tulburare neuronală cu testarea subiectivă poate să nu fie fiabilă, deoarece validitatea testelor relevante (de exemplu, Indicele de Sensibilitate Incrementală Scurtă (SISI), Fowler, Carhart) este limitată. În plus, la sugari și la alți pacienți care necooperanți, testele psiho-acustice nu pot fi efectuate în mod fiabil.

În ceea ce privește testele psiho-acustice, plasarea corectă și etalonarea traductorului este importantă pentru obținerea unui rezultat fiabil. Plasarea incorectă a unui traductor sau utilizarea unui traductor calibrat incorect poate influența rezultatul. Un traductor adecvat trebuie conectat și montat corespunzător.

Dacă nu este specificat altfel, toate testele fiziologice pot fi efectuate la subiecți de toate vârstele, atâta timp cât se poate aștepta participarea adecvată și cooperarea.

3.2.1 Prezentare generală: Emisiile Otoacustice

Descoperirea emisiilor otoacustice (OAE) (Kemp, 1978) a produs un instrument rapid, puternic și versatil pentru diagnosticarea integrității cohleare. Măsurătorile OAE sunt astăzi o parte standard a bateriei de testare audiometrice. OAE sunt măsurate cu ajutorul unui microfon extrem de sensibil la zgomot redus în interiorul unei sonde de ureche care este plasată în canalul extern al urechii. Există OAE spontane și evocate. OAE sunt produsul secundar al procesului de amplificare a sunetului nelinier în canalul cohlear (Davis, 1983; Dallos, 1992). OAE sunt emisii de sunet de nivel scăzut generate de celulele păroase externe (OHC) ale urechii interne. Nivelurile OAE depind de numărul de celule păroase externe funcționale, dat fiind funcția normală a urechii medii. De asemenea, nivelurile OAE depind de volumul canalului urechii. Datorită volumului canalului urechii mai mici, amplitudinea OAE la nou-născuți este de obicei mai mare comparativ cu cea a adulților (Norton, 1992; Lasky, 1998a,b; Abdala, 2000). În consecință, OAE la nou-născuți sunt mai ușor de măsurat.

Emisiile otoacustice spontane (SOAE) sunt semnale sinusoidale și apar fără nici o stimulare a sunetului într-un canal cohlear sănătos și par a fi o consecință directă a generării forțelor celulare de OHC (Zwicker și Schloth, 1984; Burns și colab., 1998; Jülicher și colab., 2003). SOAE nu apar la toți subiecții cu auz normal și sunt prezente la aproximativ jumătate din populația cu auz normal, cu o prevalență distinct mai mare la femei decât la bărbați (Bilger și colab., 1990; Penner și colab., 1993; Penner și Zhang, 1997). Prin urmare, SOAE nu sunt adecvate pentru diagnosticarea audiologică.

OAE evocate sunt declanșate de sunete externe, fie de stimuli tranzitorii (clicuri sau izbucniri de ton), fie de stimuli staționari (tonuri sinus) transmise prin difuzoare în interiorul sondei de ureche. Tipurile frecvent utilizate de OAE evocate sunt:

Emisiile otoacustice ale frecvenței stimulului (SFOAE) sunt stimulate de un semnal sinusoidal de nivel scăzut, continuu. Înregistrarea SFOAE este dificilă, deoarece stimulul și răspunsul se suprapun. SFOAE sunt în mod obișnuit derivate ca diferența de presiune acustică din canalul urechii cu și fără un ton supresor adăugat tonului sondei (Kalluri și Shera, 2001; Neely și colab., 2005).

Emisiile otoacustice evocate tranzitorii (TEOAE) sunt stimulate de clicuri sau de izbucniri de ton (a se vedea *Figura 28*). TEOAE reprezintă suma răspunsurilor pulsului OHC de-a lungul cohleei. Ele deja dispar la pierderi ușoare de auz și, prin urmare, sunt utilizate în mod obișnuit în programele de screening al auzului. Pentru mai multe informații despre TEOAE, consultați secțiunea [3.2.2: Emisiile otoacustice Evocate Tranzitorii \(TEOAE\)](#).

Emisiile otoacustice de producere a distorsiunii (DPOAE) sunt stimulate de două tonuri sinus cu o anumită frecvență și raport de nivel (a se vedea *Figura 28*). DPOAE reprezintă distorsiuni cubice ale OHC și apar direct de la non-liniaritatea compresivă selectivă a frecvenței OHC. DPOAE pot fi aplicate ca un test pentru evaluarea specifică a frecvenței disfuncției cohleare. DPOAE sunt raportate a fi măsurabile la o pierdere a auzului cohlear de până la 40 până la 50 dB HL, corespunzând domeniului de amplificare a OHC. Pentru mai multe informații despre DPOAE, consultați secțiunea [3.2.3: Emisiile otoacustice de Producere a Distorsiunii \(DPOAE\)](#).

Dispozitivele Sentiero oferă atât proceduri de testare TEOAE, cât și DPOAE. TEOAE și DPOAE sunt prezente în esență în fiecare subiect cu auz normal. TEOAE oferă o imagine de ansamblu rapidă a funcției cohleare, în timp ce DPOAE furnizează informații mai cantitative despre prelucrarea sunetului la locuri cohleare distincte.

OHC sunt raportate ca fiind afectate de supraexpunerea la sunet, medicamente ototoxice (de exemplu, antibioticele terapeutice), infecții (de exemplu, meningita, oreionul, infecția materno-fetală) și anoxia (de exemplu, traumatisme la naștere) sau lipsind parțial în pierderea auzului genetic. Afectarea OHC are ca rezultat pierderea sensibilității și a selectivității frecvenței organului auditiv (Lieberman și Dodds, 1984). OAE, ca produs secundar al amplificării sunetului nelinier cohlear, apar apoi cu amplitudine redusă sau dispar (Mills și Rubel, 1994).

Deoarece OAE sunt un produs secundar al procesului de amplificare a sunetului nelinier al OHC din cohlee, acestea pot servi doar ca măsură de evaluare a integrității OHC, adică leziuni ale celulelor păroase interne sau defecte retro-cohleare (de exemplu, defecte neuronale, tulburări de procesare auditivă) nu sunt detectabile prin intermediul OAE. În pierderea conductivă a auzului sunetelor, amplitudinea stimulului și amplitudinea răspunsului sunt reduse, astfel încât OAE nu sunt prezente, chiar și cu o pierdere conductivă ușoară a auzului sunetului (Margolis, 2002), ca de exemplu, din cauza disfuncției tubului Eustachian sau a lichidului amniotic în cavitatea timpanică. Deci, dacă nu se poate detecta răspunsul OAE, sunt posibile următoarele patologii: pierderea conductivă a auzului sunetelor, pierderea auzului cohlear ce depășește 20-30 dB HL (TEOAE) sau 40-50 dB HL (DPOAE) sau pierderea auzului retrocochlear. În aceste cazuri, ar trebui să se efectueze timpanometria, răspunsurile trunchiului cerebral auditiv (ABR) și răspunsurile auditive la starea de echilibru (ASSR) pentru a determina tipul și gradul pierderii auzului.

Ca regulă generală, în cazul în care există o suspiciune de tulburare a auzului, ar trebui să se utilizeze mai întâi OAE. Metoda de testare este rapidă și ajută la confirmarea funcției normale a urechii medii și canalului cohlear. Acesta este cazul în care OAE sunt prezente pe o gamă largă de frecvențe. Dacă OAE sunt absente, prezența patologiei urechii medii sau canalului cohlear (OHC) este probabilă. OAE ar trebui apoi urmate de timpanometrie. Dacă timpanograma este normală și OAE sunt absente, atunci este posibilă o tulburare cohleară. Dacă timpanograma este anormală, este posibilă o pierdere conductivă a auzului sunetelor. Dacă există o indicație pentru o tulburare a auzului și atât timpanograma și OAE sunt normale, ABR sau ASSR pot dezvălui dacă există o patologie cohleară (celulă păroasă internă) sau patologie neurală. De exemplu, în neuropatia auditivă, unde sincronizarea activității neuronale este defectuoasă (fie din cauza disfuncției sinaptice sau neuronale a celulei păroase interne), apar OAE normale și ABR anormale (Doyle și colab., 1998; Starr și colab., 1996).

Aplicațiile clinice tipice ale OAE sunt: screening-ul auditiv, diagnosticarea ulterioară după screening-ul auditiv al nou-născutului, confirmarea pierderii auzului cohlear (împreună cu timpanometria și ABR), evaluarea cantitativă a pierderii și restabilirii auzului pentru furnizarea parametrilor de fixare a aparatului auditiv, detectarea timpurie și monitorizarea afectării OHC după supra-expunerea la zgomot sau administrarea de medicamente ototoxice, diagnosticarea topologică, precum și identificarea subiecților care simulează o pierdere a auzului.

Screeningul auzului este o procedură de selecție utilizată pentru a decide dacă se recomandă sau nu diagnosticare suplimentară. În consecință, o decizie de screening este binară, adică este *aprobată* (constatare negativă, nu este necesară diagnosticarea) sau este *referențiată* (constatare pozitivă, diagnosticare de urmărire recomandată). Cerințele pentru screening sunt diferite de cele pentru diagnosticare. Deoarece examinarea este efectuată la populații mari, dispozitivele utilizate în mod obișnuit oferă o evaluare automată și nu se bazează pe o judecată a unui expert. Trebuie efectuat un test de screening cât mai repede posibil. Prin urmare, metodele respective trebuie să evite

perioadele lungi de pregătire și testul ar trebui să se oprească automat dacă se obține calitatea dorită a rezultatului. OAE (în special TEOAE) sunt considerate pe scară largă ca fiind adecvate pentru screening-ul la nou-născuți și sugari, deoarece acestea sunt măsurate rapid și nu sunt prezente în cazul disfuncției OHC (de exemplu, Kemp și Ryan, 1991; Norton și colab., 2000a, b). Premisa pentru această abordare este că pierderea auzului cohlear include întotdeauna leziuni sau funcționări defectuoase ale OHC. Trebuie subliniat faptul că o pierdere conductivă sonoră datorată disfuncției tubului Eustachian și/sau lichidului amniotic din cavitatea timpanică determină de asemenea referențierea rezultatelor în condiții de screening, în principal datorită atenuării unui semnal OAE existent.

Un dezavantaj al utilizării OAE în protocoalele de screening este o validitate mai mică comparativ cu metodele ABR (Barker și colab., 2000; Norton și colab., 2000a). Acest lucru este valabil mai ales în cazul populațiilor cu o prevalență ridicată a creșterii pragului minim datorată unei pierderi temporare conductive a auzului, așa cum se întâmplă în termenii neonatologici în primele 36 de ore de viață din cauza disfuncției tubului Eustachian sau a lichidului amniotic în cavitatea timpanică sau din cauza pierderii auzului senzorial persistent la sugarii prematuri și ai unității de terapie intensivă neonatală. Pentru a menține o sensibilitate ridicată, specificitatea poate fi redusă dramatic, făcând o procedură de screening ineficientă. Pentru a evita ratele de referențiere ridicate, recomandările OAE ar trebui să fie urmate cu un screening ABR înainte de a continua diagnosticarea, adică screening în două etape (Rhodes și colab., 1999; Norton și colab., 2000b). Audiogramele DPOAE pot oferi un mijloc alternativ pentru a dezvălui o pierdere temporară a auzului. Atunci când se aplică audiograme DPOAE înainte de screening-ul ABR, se poate face economie de timp și costuri la acei copii la care DPOAE sunt măsurabile și, prin urmare, nu este necesară ABR suplimentară. Audiogramele DPOAE au un avantaj față de TEOAE sau ABR evocate de clicuri, deoarece pot evalua cantitativ pragurile de auz cohlear la frecvențe distincte de testare.

În special pentru ajustarea protezei auditive la sugari, este necesară o evaluare cantitativă a pierderii și restabilirii auzului. Atunci când sunt provocate la niveluri ridicate de stimuli (care sunt frecvente în practica clinică), TEOAE lipsesc la o pierdere a auzului cohlear ce depășește 20-30 dB HL, în timp ce DPOAE lipsesc la o pierdere a auzului cohlear ce depășește 40-50 dB HL. Astfel, atunci când se aplică atât TEOAE, cât și DPOAE, este posibilă o estimare brută a pierderii auzului.

Măsurile OAE sunt stabile în timp și, prin urmare, sunt capabile să monitorizeze recuperarea ca urmare a afectării OHC. De exemplu, medicamentele terapeutice, cum ar fi antibioticele (de exemplu, aminoglicozidele) și agenții chimioterapeutici antitumorali (de exemplu, cisplatina), determină o pierdere a auzului ireversibilă, care afectează în mod obișnuit în primul rând frecvențele cele mai înalte, cu pierderea auzului progresând sistematic la frecvențele mai joase (de exemplu, Kopelman și colab., 1988; Fausti și colab., 1994; Berg și colab., 1999; Stavroulaki și colab., 2001). Detectarea precoce a ototoxicității este importantă pentru furnizarea unor opțiuni de management eficiente, cum ar fi substituirea medicamentelor, schimbarea dozei și modul de administrare (Lonsbury-Martin și Martin, 2001). Deoarece TEOAE sunt mai puțin eficiente peste 4 kHz, DPOAE sunt testul primei alegeri pentru detectarea și monitorizarea disfuncției OHC din cauza medicamentelor ototoxice. Mai mult, DPOAE au un avantaj suplimentar față de TEOAE, prin faptul că pot oferi informații despre compresia amplificatoarelor de OHC. Dacă funcția OHC este perturbată în timpul procesului toxic, atunci nu numai nivelul DPOAE, ci și creșterea DPOAE trebuie modificate. Ca și medicamente antibiotice și chimioterapeutice, salicilatul este, de asemenea, cunoscut că afectează sensibilitatea auzului și provoacă tinitus (Myers și Bernstein, 1965; McFadden și Plattsmier, 1984; Wier și

colaboratorii, 1988; Long și Tubis, 1988; Boettcher și Salvi, 1991; Brown și *colab.*, 1993; McFadden și Pasanen, 1994). Cu toate acestea, cel mai important, afectarea datorată toxicității salicilatului este reversibilă. Presupunând că o pierdere a rigidității OHC este responsabilă de distorsiuni în cadrul micromecanicii cohleare, modificarea corespunzătoare a activității celulelor păroase interne poate fi un potențial corelat al tinitusului (Janssen și *colab.*, 2000).

Zgomotele microfonului, zgomotele fiziologice (respirație, fluxul sanguin) și zgomotul ambiental nu permit măsurători corecte ale OAE la niveluri foarte scăzute ale stimulului. La frecvențe joase, măsurătorile OAE nu sunt fiabile chiar și la niveluri ridicate ale stimulului, în principal din cauza zgomotului tehnic. Din cauza intervalului limitat de frecvență al traductorilor electroacustici ai sondei de ureche, măsurătorile OAE sunt de asemenea limitate la frecvențe mai mari, cu variabilitate crescătoare a nivelurilor OAE (Dreisbach și *colab.*, 2006). Pentru a atinge niveluri plafon scăzute de zgomot, măsurătorile OAE trebuie efectuate într-o cabină de atenuare a sunetului sau în orice alt mediu liniștit, în special atunci când se utilizează niveluri de stimulare aproape egal cu pragul. Alternativ, pot fi utilizate căști de izolare fonică, care acoperă sonda pentru ureche. Mai mult decât atât, subiectul trebuie să fie calm, adică să nu se miște puternic, să nu respire sau înghită. Cablul sondei pentru ureche trebuie să atârne puțin, astfel încât să nu atingă niciun material, de exemplu, haine. Atingerea sau frecarea cablului poate genera zgomot.

Procedurile automate de măsurare și evaluare garantează consecvența testelor și simplifică interpretarea înregistrărilor OAE. Calculul transformării Fourier din semnalul domeniului de timp permite evaluarea automată a semnalelor OAE. Pentru a minimiza influența semnalelor externe nedorite, se aplică algoritmi pentru reducerea zgomotului și respingerea artefactului. Nivelul de zgomot este de obicei mai mare la frecvențe joase datorită proprietăților microfonului și a sunetelor de joasă frecvență ale corpului, cum ar fi respirația. Anularea artefactului poate fi realizată prin eliminarea tampoanelor pentru nivel ridicat de zgomot sau prin cântărirea fiecărui tampon în funcție de conținutul său de zgomot. În plus, nivelul minim de zgomot este redus de media domeniului de timp al semnalului înregistrat. Ideea medierii este că semnalul este constant și, prin urmare, același în fiecare tampon, în timp ce zgomotul este aleator și, prin urmare, se schimbă în fiecare tampon. Adăugarea tuturor tampoanelor mărește semnalul și reduce zgomotul. Teoretic, ameliorarea SNR este proporțională cu rădăcina pătrată a numărului de probe care sunt mediate, limitate de proprietățile tehnice (de exemplu, zgomotul de cuantizare).

OAE pot fi testate numai cu o sondă specială de ureche care conține de obicei unul (pentru TEOAE) sau două (pentru TEOAE sau DPOAE) difuzoare și un microfon (a se vedea *Figura 28*). Pentru înregistrarea DPOAE, difuzoarele separate sunt utilizate în mod obișnuit pentru fiecare ton primar, pentru a exclude componentele de distorsiune generate tehnic.

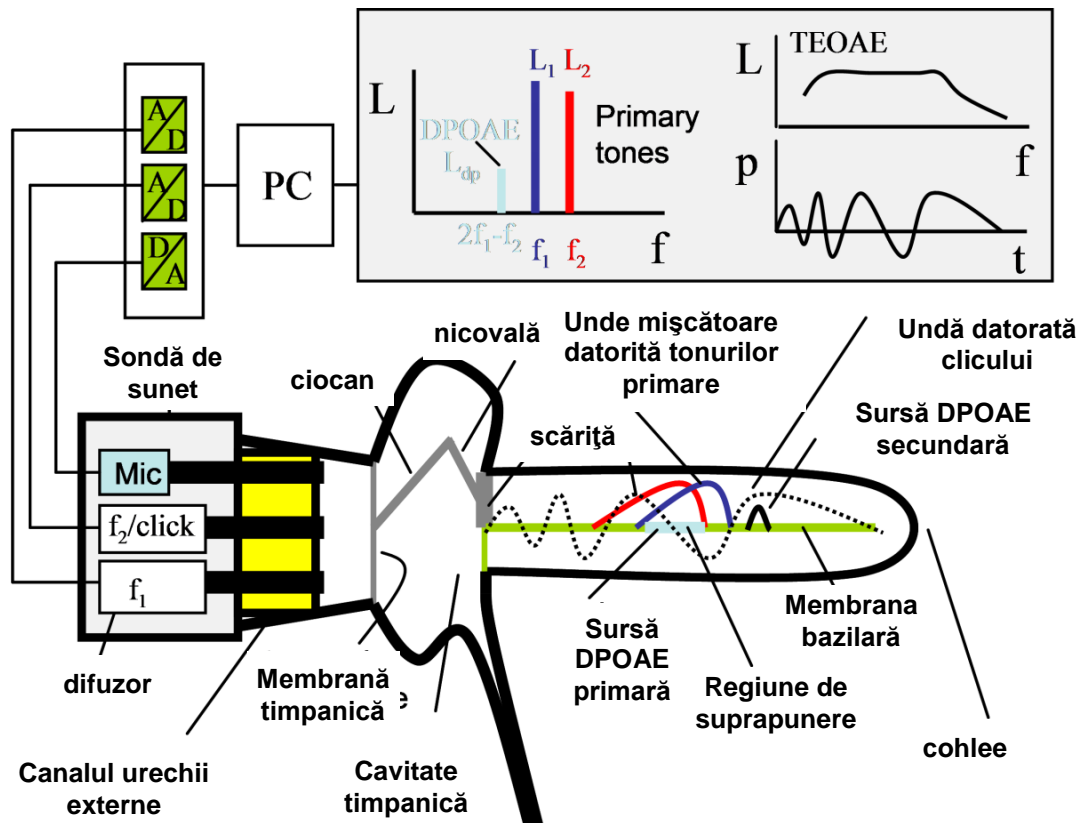


Figura 28: Prezentare generală schematică a măsurătorilor TEOAE și DPOAE (A/D = Convertor analogic-digital, D/A = Convertor digital-analogic, PC = calculatorul personal, L = nivelul presiunii sunetului, p = presiunea acustică, f = frecvența, t = timpul)

Înainte de fiecare măsurare OAE, se efectuează automat o calibrare a sondei de ureche pentru a adapta ieșirea stimulului la volumul canalului urechii. Cu toate acestea, datorită efectelor de undă de stătătoare, volumul estimat al canalului urechii poate să nu reflecte exact volumul real al canalului urechii din spate în toate cazurile (Siegel, 1994, Whitehead și colab., 1995). Sonda de ureche trebuie introdusă corect, cu o fixare strânsă și fără pierderi între sonda de ureche și canalul urechii. Dacă există o scurgere, componentele sunetului de joasă frecvență nu pot fi livrate corect în cochlee și prin urmare, OHC nu vor contribui la răspunsul OAE. În plus, ocluzia adecvată a canalului urechii de către vârful urechii diminuează influența sunetului extern. Canalele sondei de ureche nu trebuie blocate, de exemplu cu cerumen.

Pentru o analiză a metodologiei, a aspectelor tehnice și clinice ale OAE, a se vedea Janssen și Müller (2008).

UTILIZARE PRACTICĂ

În general, se recomandă verificarea periodică a funcționalității sondei de ureche (de exemplu, dacă sonda sonoră este frecvent utilizată: o dată pe zi înainte de începerea testării pacienților sau dacă există suspiciuni privind deteriorarea sondei). Sonda pentru ureche poate fi testată prin plasarea sondei de ureche împreună cu un vârf de sondă adecvat în cavitatea de testare corectă (micul vârf al sondei PT-S se potrivește în cavitatea albastră de testare, vârful sondei mari PT-A se potrivește în cavitatea de testare roșie). Porniți testul sondei (a se vedea Figura 29) și verificați dacă trece testul sondei. Dacă nu, verificați cablul sondei de ureche, poziționarea vârfului sondei pe sonda de ureche și sonda de ureche și canalele vârfului sondei, de exemplu, privind contaminarea). Dacă este cazul,

curățați vârful sondei. Nu utilizați obiecte ascuțite cu sonda pentru urechi. Dacă testul sondei nu trece sau dacă suspectați orice disfuncție, încercați din nou cu o altă sondă de ureche sau vârful sondei și/sau contactați distribuitorul.

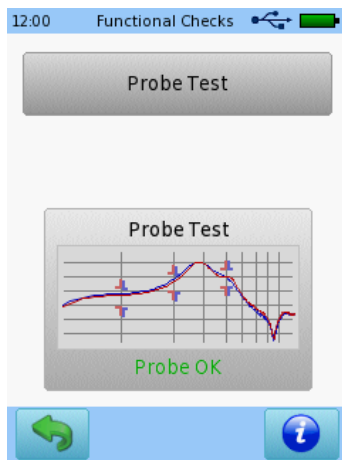


Figura 29: Test cu sondă

LITERATURĂ

- Abdala C (2000): Distortion product otoacoustic emission (2f1-f2) amplitude growth in human adults and neonates [Creșterea amplitudinii emisieii otoacustice de producere a distorsiunii (2f1-f2) la adulți și nou-născuți], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Rezultatul screening-ului auditiv al nou-născutului prin ABR, comparativ cu patru criterii diferite de trecere DPOAE], American Journal of Audiology [Jurnalul American de Audiologie] 9, p. 142-148.
- Berg AL, Spitzer JB, Garvin JH Jr. (1999): Ototoxic impact of cisplatin in pediatric oncology patients [Impactul ototoxic al cisplatinei asupra pacienților de la oncologie pediatrică], Laryngoscope [Laryngoscop] 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 [Implicațiile genetice ale diferențelor de gen în prevalența emisiilor otoacustice spontane], Journal of Speech and Hearing Research [Jurnalul de Cercetare a Vorbirii și Auzului] 33, p. 418-432.
- Boettcher FA, Salvi RJ (1991): Salicylate ototoxicity: review and synthesis [Ototoxicitatea salicilatului: trecere în revistă și sinteză], American Journal of Otolaryngology [Jurnalul American de Otolaringologie] 12, p. 33-47.
- Brown AM, Williams DM, Gaskill SA (1993): The effect of aspirin on cochlear mechanical tuning [Efectul aspirinei asupra reglării mecanice cohleare], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Reflectanța energetică în canalul urechii poate depăși unitatea în apropierea frecvențelor spontane de emisie otoacustică]. Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 103, p. 462-474.
- Dallos P (1992): The active cochlea [Cochlea activă], Journal of Neuroscience [Jurnalul de Neuroștiințe] 12, p. 4575-4585.
- Davis H (1983): An active process in cochlear mechanics [Un proces activ în mecanica cohleară]. Hearing Research [Cercetări privind auzul] 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 [Compararea screening-ului auditiv al nou-născutului prin emisii otoacustice tranzitorii și răspunsului auditiv de la

trunchiul cerebral utilizând ALGO-2], *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology [Jurnalul Internațional de Otorinolaringologie Pediatrică]* 43, p. 207-211.

- Dreisbach LE, Long KM, Lees SE (2006): Repeatability of high-frequency distortion-product otoacoustic emissions in normal-hearing adults [Repetabilitatea emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii de înaltă frecvență la adultul cu auz normal]. *Ear and Hearing [Ureche și Auz]* 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 [Strategii audiometrice de monitorizare de înaltă frecvență pentru detectarea timpurie a ototoxicității], *Ear and Hearing [Ureche și Auz]* 15, p. 232-239.
- Janssen T, Müller J (2008): Active processes and otoacoustic emissions [Procese active și emisii otoacustice], în: *Manual de cercetare auditivă Springer* (editori: 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 [Tinitus și emisiile otoacustice de producere a distorsiunii 2f1-f2 după supradozajul cu salicilat], *Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America]* 107, p. 1790-1792.
- Jülicher F, Camalet S, Prost J, Duke TAJ (2003): Active amplification by critical oscillations [Amplificarea activă prin oscilații critice], în: *Biophysics of the cochlea: from molecule to models [Biofizica cohleei: de la moleculă la modele]* (editor: Gummer A), World Scientific.
- Kalluri R, Shera CA (2001): Distortion-product source unmixing: A test of the two-mechanism model for DPOAE generation [Neamestecarea surselor de producere a distorsiunii: Un test al modelului cu două mecanisme pentru generarea DPOAE], *Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America]* 109, p. 622-637.
- Kemp DT (1978): Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system [Emisii acustice simulate din cadrul sistemului auditiv uman]. *Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America]* 64, p. 1386-1391.
- Kemp DT, Ryan S (1991): Otoacoustic emission tests in neonatal screening programmes [Teste de emisie otoacustică în programele de screening neonatal]. *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 [Ototoxicitatea dozei mari de cisplatină prin administrarea bolusului la pacienții cu cancer avansat și auz normal], *Laryngoscope [Laringoscop]* 98, p. 858-864.
- Lasky RE (1998a) Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. I. Frequency effects [Emisiile otoacustice de producere a distorsiunii la nou-născuți și adulți. I. Efectele frecvenței], *Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America]* 103, p. 981-991.
- Lasky RE (1998b) Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. II. Level effects [Emisiile otoacustice de producere a distorsiunii la nou-născuți și adulți. II. Efectele nivelului], *Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Etichetarea cu un neuron și patologia cohleară cronică. III. Afectarea cu stereocilia și modificarea curbelor de reglare a pragului]. *Hearing Research [Cercetări privind auzul]* 16, p. 55-74.
- Long GR, Tubis A (1988): Modification of spontaneous and evoked otoacoustic emissions and associated psychoacoustic microstructure by aspirin consumption [Modificarea emisiilor otoacustice spontane și evocate și microstructura psihoacustică asociată cu consumul de aspirină], *Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America]* 84, p. 1343-1353.
- Lonsbury-Martin BL, Martin GK (2001): Evoked otoacoustic emissions as objective screeners for ototoxicity [Emisiile otoacustice evocate ca detectori obiectivi pentru ototoxicitate], *Seminars in Hearing [Seminarii despre auz]* 22, p. 377-392.
- Margolis RH (2002): Influence of middle-ear disease on otoacoustic emissions [Influența bolii urechii medii asupra emisiilor otoacustice], în: *Otoacoustic emissions: clinical applications [Emisiile otoacustice: aplicații clinice]* (editori: Robinette MS, Glatcke TJ), Thieme.

- McFadden D, Pasanen EG (1994): Otoacoustic emissions and quinine sulphate [Emisiile otoacustice și sulfatul de chinină], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 95, p. 3460-3474.
- McFadden D, Plattsmier HS (1984): Aspirin abolishes spontaneous oto-acoustic emissions [Aspirina abolește emisiile otoacustice spontane], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 76, p. 443-448.
- Mills DM, Rubel EW (1994): Variation of distortion product otoacoustic emissions with furosemide injection [Variația emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii cu injecția de furosemid], Hearing Research [Cercetări privind auzul] 77, p. 183-199.
- Myers EN, Bernstein JM (1965): Salicylate ototoxicity; a clinical and experimental study [Ototoxicitatea produsă de salicilat; un studiu clinic și experimental], Archives of Otolaryngology [Arhivele de Otolaringologie] 82, p. 483-493.
- Norton SJ (1992): The effects of being a newborn on otoacoustic emissions [Efectele condiției de nou-născut asupra emisiilor otoacustice], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Identificarea insuficienței auditive neonatale: evaluarea emisiilor otoacustice evocate tranzitorii, emisia otoacustică de producere a distorsiunii și performanța testelor de răspuns auditiv de la trunchiul cerebral], Ear and Hearing [Ureche și Auz] 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 [Identificarea afectării auzului neonatal: rezumat și recomandări], Ear and Hearing [Ureche și Auz] 21, p. 529-535.
- Penner MJ, Glotzbach L, Hunag T (1993): Spontaneous otoacoustic emissions: measurement and data [Emisiile otoacustice spontane: măsurători și date], Hearing Research [Cercetări privind auzul] 68, p. 229-237.
- Penner MJ, Zhang T (1997): Prevalence of spontaneous otoacoustic emissions in adults revisited [Prevalența emisiilor otoacustice spontane la adulți, revizuire], Hearing Research [Cercetări privind auzul] 103, p. 28-34.
- Rhodes MC, Margolis RH, Hirsch JE, Napp AP (1999): Hearing screening in the newborn intensive care nursery: comparison of methods [Screeningul auzului în secția de îngrijire intensivă a nou-născuților: compararea metodelor], Otolaryngology – Head Neck Surgery [Otolaringologie - Chirurgia gâtului capului] 120, p. 799-808.
- Siegel JH (1994): Ear-canal standing waves and high-frequency sound calibration using otoacoustic emission probes [Undele stătătoare ale canalului urechii și calibrarea sunetului de înaltă frecvență utilizând sonde de emisie otoacustică], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 95, p. 2589-2597.
- Starr A, Picton TW, Sininger Y, Hood LJ, Berlin CI (1996): Auditory neuropathy [Neuropatia auditivă], Brain [Creier] 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 [Emisiile otoacustice evocate - o abordare pentru monitorizarea ototoxicității induse de cisplatină la copii], International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology [Jurnalul Internațional de Otorinolaringologie Pediatrică] 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 [Efectele undelor stătătoare ale canalului urechii asupra măsurătorilor emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 98, p. 3200-3214.
- Wier CC, Pasanen EG, McFadden D (1988): Partial dissociation of spontaneous otoacoustic emissions and distortion products during aspirin use in humans [Disocierea parțială a emisiilor otoacustice spontane și a produselor de distorsiune în timpul utilizării aspirinei la om], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 84, p. 230-237.

- Zwicker E, Schloth E (1984): Interrelation of different oto-acoustic emissions [Interrelația diferitelor emisii oto-acustice], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 75, p. 1148-1154.

3.2.2 Emisiile otoacustice Evocate Tranzitorii (TEOAE)

METODOLOGIE

Emisiile otoacustice tranzitorii (TEOAE) generate de clicuri reprezintă suma răspunsurilor pulsului OHC de-a lungul cohleei (a se vedea *Figura 28*). Aproape toate OHC de-a lungul partiției cohleare sau a unei părți din ele (locul în cohlee dependent de frecvența purtătoare a izbucnirii tonului) sunt excitate. Datorită dispersiei frecvenței în cohlee, o componentă specifică a răspunsului TEOAE poate fi urmărită direct la o componentă de frecvență specifică a semnalului tranzitoriu. Dat fiind că membrana bazilară la locurile bazale se mișcă mai repede decât la locurile mai apicale, trunchiul componentelor TEOAE de înaltă frecvență provin din locurile cohleare bazale, în timp ce componentele TEOAE de joasă frecvență provin din cele mai apicale. De asemenea, răspunsurile bazale apar la început și răspunsurile apicale la sfârșitul funcției temporale TEOAE.

Răspunsurile TEOAE sunt de obicei evocate de unul din următoarele trenuri de stimulare: (i) patru clicuri de magnitudine egală (protocol liniar); (ii) trei clicuri de polaritate pozitivă urmate de un al patrulea clic de polaritate inversă cu o magnitudine relativă de 9,5 dB mai mare decât clicurile pozitive corespunzătoare (protocolul neliniar) (Kemp și colab., 1986; Bray, 1989). În ipoteza că înregistrările TEOAE provin de la generatoare cohleare saturate, se presupune că protocolul neliniar îndepărtează artefactele de stimulare de natură liniară (adică, stimulul însuși), deoarece semnalele stimulului cresc liniar cu nivelul de stimulare, în timp ce semnalele de răspuns (adică, emisiile provenite din funcționarea neliniară a OHC) cresc în mod neliniar cu nivelul de stimulare. Este acceptat în general că protocolul neliniar este un compromis practic pentru maximizarea fiabilității unei înregistrări TEOAE (Kemp și colab., 1990a,b; Grandori și Ravazzani, 1993; von Specht și colab., 2001; Hatzopoulos și colab., 2003).

Semnalele TEOAE sunt înregistrate între pauzele scurte dintre stimulii din cadrul trenurilor de stimulare. Există mai multe metode obiective pentru separarea semnalului TEOAE de zgomotul de fond și pentru evaluarea automată a validității unei emisii înregistrate. Prima metodă se bazează pe calculul corelației tamponului semnalelor medii de domeniu de timp între două tampoane de semnal separate (Kemp și colab., 1990a). Dacă cele două tampoane sunt complet identice, coeficientul de corelație este 1 și astfel reproductibilitatea este de 100%. Un semnal este în general acceptat ca valabil pentru o reproductibilitate care depășește un minim de 60%. A doua metodă se bazează pe calculul raportului de putere spectrală al sumei și al diferenței dintre cele două tampoane de semnal, denumite raportul semnal-zgomot (SNR). Criteriul de trecere pentru un semnal valid este de obicei setat la un SNR de 6 dB. A treia procedură de validare a semnalului se bazează pe un test statistic binomial, care determină probabilitatea statistică că o emisie a fost înregistrată. Statisticile binomiale reduc semnalul înregistrat la evenimente binare și utilizează cunoștințele despre distribuția așteptată a acestor evenimente (distribuția binomică) (Giebel, 2001).

Varianța inter-individuală a nivelului TEOAE este ridicată, cu o deviație standard mai mare de 10 dB (Kemp și colab., 1986; Probst și colab., 1987; Bonfils și Uziel, 1989; Smurzynski și Kim, 1992). Cu toate acestea, varianța intra-individuală este destul de scăzută, cu o abatere standard în jur de 1 dB (Harris și colab., 1991).

Atunci când se înregistrează TEOAE, artefactele de stimulare pot genera semnale care sunt în fază în două tampoane de mediere, rezultând un răspuns pseudo de reproductibilitate ridicată. Prin intermediul funcțiilor de suprapunere de ferestre, artefactul de stimulare poate fi exclus, astfel încât

reproductibilitatea semnalului global este restricționată la secțiunea de semnal de interes (Kemp și colab., 1990a, Kemp și colab., 1990b). Trebuie subliniat faptul că, deoarece artefactul de stimulare apare întotdeauna în perioada de înregistrare timpurie, componentele TEOAE de înaltă frecvență de la locul bazal al cohleei se pierd din cauza procedurii de suprapunere de ferestre. Din cauza faptului că stimulul și componentele TEOAE de înaltă frecvență se suprapun și prin urmare trebuie să fie anulate în timpul înregistrării TEOAE, TEOAE nu reușesc să măsoare funcționalitatea OHC în regiunea bazală a cohleei, adică peste 4 kHz. Prin urmare, o pierdere a auzului de înaltă frecvență nu poate fi detectată prin intermediul TEOAE. De asemenea, răspunsurile TEOAE valide pot fi prezente în urechi cu o pierdere de auz la o frecvență medie (de exemplu pierderea congenitală a auzului). Problema cu TEOAE aici este că sugarii cu pierdere congenitală a auzului pot fi trecuți cu vederea și pierderea auzului este detectată mai târziu în viață.

Calibrarea stimulilor TEOAE cu bandă largă nu este influențată la fel de mult ca DPOAE prin probleme de undă stătătoare. Mai mult, TEOAE sunt de obicei stimulate cu un nivel relativ ridicat al clicului, adică acolo unde compresia cohleară deja saturează deplasarea membranei bazilare. Spre deosebire de DPOAE, nu trebuie să fie îndeplinit nici un raport de niveluri între tonurile primare. Acest lucru are ca rezultat faptul că TEOAE sunt mai puțin sensibile la erorile de calibrare a stimulilor.

TEOAE dispăre deja la pierderi conductive reduse ale auzului (> 10-15 dB HL) sau la pierderi cohleare ușoare ale auzului (> 20-30 dB HL) și sunt, prin urmare, un instrument adecvat pentru screeningul auditiv (al nou-născuților) (Robinette și Glatcke, 2002; Janssen, 2009; Janssen și Müller, 2009).

Pentru a obține informații mai specifice în termeni de frecvență și cantitate despre pierderea auzului, sunt recomandate măsurătorile de prag DPOAE sau ASSR.

Sunt disponibile două fluxuri de lucru TEOAE:

- **TEOAE Quick** permite testarea simplă a TEOAE cu un algoritm statistic automatizat pentru detectarea răspunsului cu criterii fixe de detectare. TEOAE Quick evaluează funcția celulei păroase externe cohleare mai calitativ. Testul poate fi efectuat binaural dacă sunt conectate două sonde de ureche. Procedând astfel, timpul de testare este redus cu un factor de doi.
- **TEOAE Diagnostic** permite o testare mai profundă pentru evaluarea răspunsurilor în cinci benzi de frecvență de o jumătate de octavă în jurul valorii de 1, 1,5, 2, 3 și 4 kHz și la diferite nivele de stimulare. Pot fi setate criterii definite de utilizator, adică criterii SNR (6 sau 9 dB) pentru fiecare bandă de frecvență și un criteriu general de trecere (numărul benzilor de frecvență trecute pentru trecerea generală: 3/5, 4/5, 5/5).

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați testul TEOAE pe care doriți să îl efectuați din ecranul de selecție a modulelor, adică *TEOAE Quick* sau *TEOAE Diagnostic*. Dacă mai mult de un test OAE este licențiat, *TEOAE Quick* și *TEOAE Diagnostic* pot fi găsite în secțiunea *OAE*. Pentru *TEOAE Diagnostic*, dacă este necesar, modificați parametrii (de exemplu, criteriul SNR în bandă unică, criteriul general de trecere), după cum este necesar. Rețineți că selectarea criteriilor SNR și a criteriilor de trecere influențează rezultatul general al testului, adică diferite setări pot avea ca rezultat rezultate globale diferite. Cu cât criteriile selectate sunt mai stricte, cu atât răspunsul TEOAE trebuie să aibă un rezultat mai valabil. Criteriile sunt salvate împreună cu datele rezultate și nu pot fi modificate ulterior.

Subiectul ar trebui să fie calm și să stea confortabil într-un scaun sau culcat pe un pat. Pentru copii, încercați să testați subiectul în timpul somnului. Asigurați-vă că este conectată o sondă de ureche validă (de exemplu, EP-TE sau EP-DP) și că cablul sondei de ureche nu se freacă de nici un material, de exemplu, haine. Selectați un vârf de ureche cu dimensiunea potrivită pentru dimensiunea vârfului sondei și dimensiunea canalului urechii subiectului. Asigurați-vă că sonda de ureche este introdusă fără o scurgere între sonda de ureche și canalul urechii. În cazurile în care sonda de ureche nu este introdusă corect sau dacă sunt blocate canalele sondei de ureche, se va afișa un avertisment.

Selectați urechea de testare (*dreapta + stânga*: măsurarea simultană a urechii din dreapta și stânga - disponibilă numai când sunt conectate două sonde de ureche). Înainte de începerea măsurătorii, este afișat ecranul de calibrare (a se vedea *Figura 30*). În modul de vizualizare a calibrării *expert* (configurație în *Preferințele TEOAE*), în timpul calibrării se verifică nivelul de stimulare a parametrilor, simetria dintre ambele canale (nu pentru sonda de ureche cu un singur canal EP-TE) și scurgerile (marcaj verde: ok, gri ∅: nu este ok) ①. Dacă criteriile de stimulare și simetrie trec, dar verificarea scurgerilor nu trece, după un timp calibrarea poate fi sărită cu ajutorul butonului *înainte* ②. Dacă toate cele trei criterii sunt îndeplinite, graficul de calibrare devine verde. În modul *simplic* de vizualizare a calibrării (configurație în *Preferințele TEOAE*), în timpul calibrării este afișată starea luminii semaforului. Atâta timp cât nu sunt îndeplinite toate criteriile de calibrare, semaforul rămâne roșu sau galben. Dacă sunt îndeplinite toate criteriile, semaforul devine verde. După calibrarea cu succes a sondei de ureche, măsurarea începe automat.



Figura 30: Calibrarea sondei de ureche TEOAE (stânga sus: modul expert monaural; mijloc sus: modul expert monaural cu opțiunea de salt; dreapta sus: modul expert binaural; stânga/mijloc jos: modul simplu monaural; dreapta jos: modul simplu binaural)

O secvență de stimulare a clicurilor în bandă largă neliniară este prezentată pentru TEOAE Quick la un nivel fix (85 dB peSPL) și pentru TEOAE Diagnostic la un nivel definit de utilizator. Răspunsul este detectat prin intermediul microfonului sondei de ureche.

În timpul măsurătorilor (a se vedea *Figura 31*) se afișează progresul global de măsurare ⑤ și nivelul minim de zgomot ④. Nivelul minim de zgomot este un indicator al adecvării condițiilor de măsurare. În condiții bune de măsurare, bara de nivel minim de zgomot ar trebui să rămână în cadranul inferior. Dacă nivelul barei de zgomot este mai mare, nivelul zgomotului ambiental poate fi prea mare, pacientul poate să nu fie suficient de calm (de exemplu, înghițire, mișcare) sau cablul sondei de ureche se poate freca de exemplu, de haine. Dacă verificarea scurgerilor este activată în *Preferințele TEOAE* și criteriul eșuează în timpul testului (de exemplu, când sonda alunecă din canalul urechii) în locul barei de zgomot verde, este afișată informația de avertizare "instabil". Timpul global de măsurare depinde de condițiile de testare, adică cu cât nivelul minim de zgomot este mai mare cu cât este mai mică viteza barei de progres.

Răspunsul domeniului de timp (mediat în două tampoane, fereastra de timp de la 5 la 13 ms) ② și spectrul de frecvență (semnal: zona roșie (urechea dreaptă), zona albastră (urechea stângă), zgomotul: zona gri) sunt afișate în timpul măsurării. Pentru *TEOAE Quick* este afișat un spectru continuu ① și o bară de validitate TEOAE ③. Pentru *TEOAE Diagnostic*, spectrul este afișat separat pentru diferitele benzi de frecvență împreună cu valorile SNR actuale ⑧. Un mod animație (avion sau alt obiect care zboară într-un peisaj stilizat comic ⑨) poate fi activat apăsând butonul *avion* ⑦. Modul animație este destinat în special focalizării interesului copilului și, prin urmare, îmbunătățirea condițiilor de zgomot în timpul unui test. Testul poate fi întrerupt de către examinator cu butonul *oprire* ⑥.

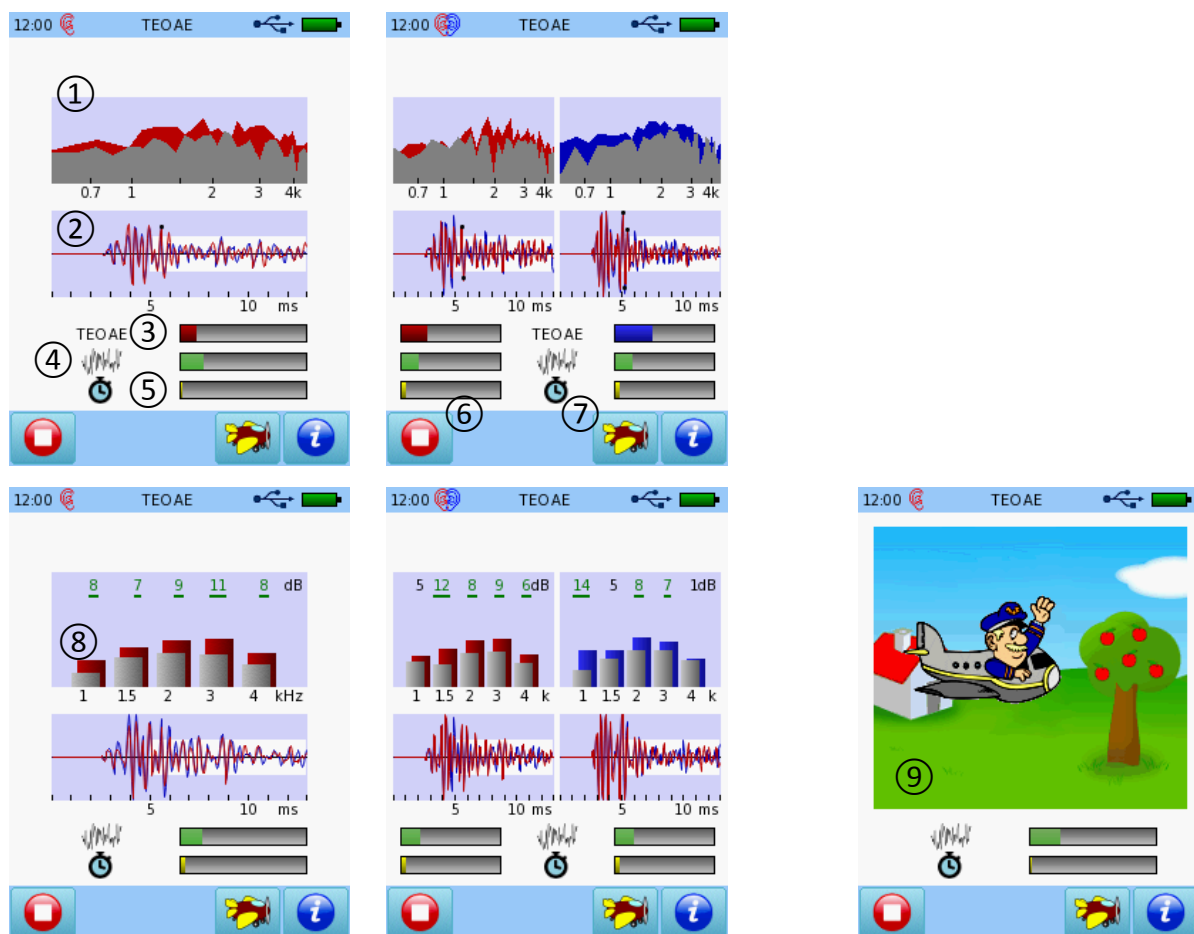


Figura 31: Măsurare TEOAE (sus: TEOAE Quick; jos: TEOAE Diagnostic; stânga: monaural; dreapta: binaural; fundul extrem dreapta: modul animație)

După terminarea testului, ecranul de rezultate (a se vedea *Figura 32*) indică starea generală a rezultatelor ① (simbolul verde în cazul în care criteriul de testare este atins sau, dacă nu, simbolul roșu; terminarea măsurării de către utilizator este indicată printr-un simbol semn de întrebare galben). Pentru analize suplimentare, spectrul semnalului de răspuns și al zgomotului (TEOAE Quick: spectru continuu ②), TEOAE Diagnostic: benzi de frecvență ⑦) și semnalul de timp ③ sunt prezentate împreună cu datele de calitate, respectiv nivelul de zgomot ⑤, rata artefactului și stabilitatea stimulului ⑥. Pentru TEOAE Quick, validitatea statistică poate fi citită din bara de validitate TEOAE ④. Pentru TEOAE, se pot afișa vederi suplimentare ale rezultatelor prin apăsarea pe ecranul de rezultat, și anume SNR și criteriile de trecere globală ⑧, spectrul continuu ② și parametrii de testare (tipul stimulului, nivelul și media) ⑨.

În cazul în care nu se detectează un rezultat valid și rata artefactului depășește aproximativ 20% sau stabilitatea stimulului este sub aproximativ 80%, încercați să eliminați cauzele posibile (de exemplu, zgomotul ambiental, plasarea necorespunzătoare a sondei de ureche) și reporniți măsurarea.

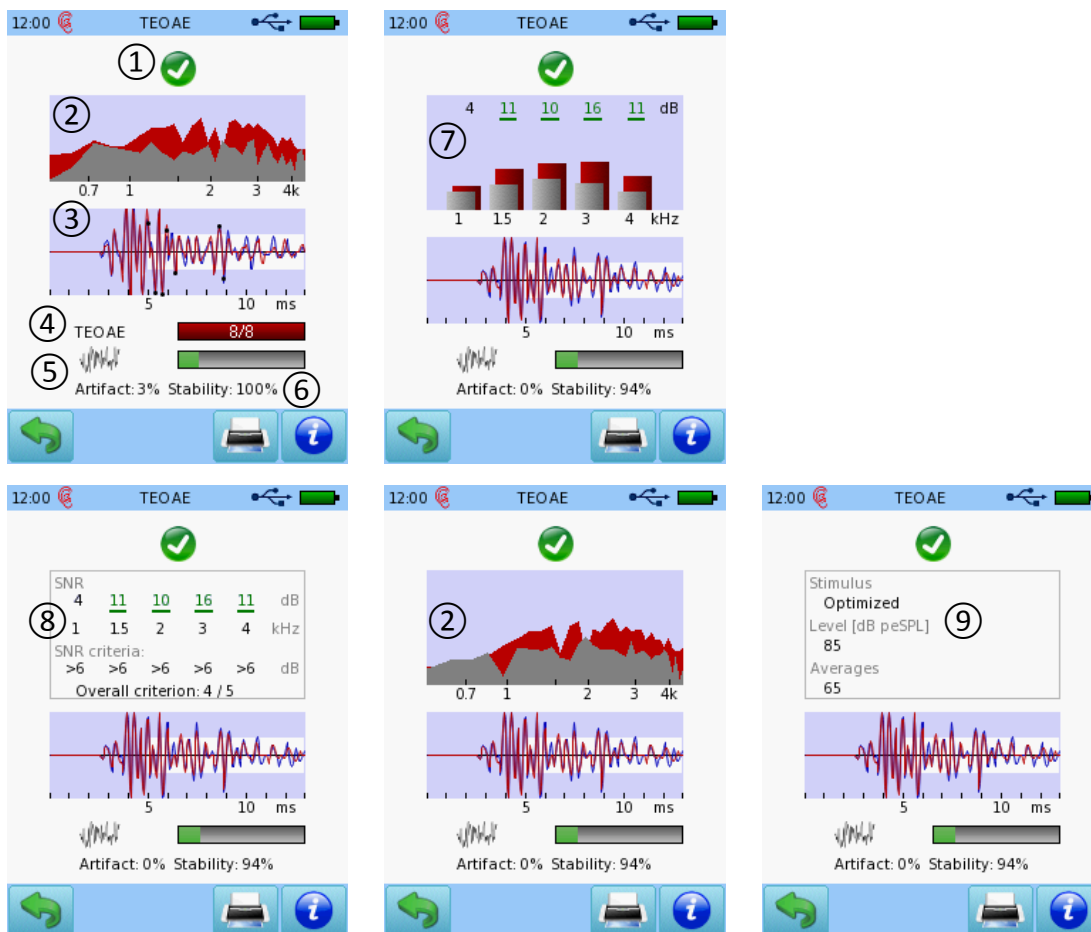


Figura 32: Rezultatul TEOAE (stânga sus: TEOAE Quick; dreapta sus: vedere a benzii de frecvență TEOAE Diagnostic; stânga jos: vizualizare SNR, mijloc jos: vizualizarea spectrului, dreapta jos: vizualizarea parametrilor)

LITERATURĂ

- Bonfils P, Uziel A (1989): Clinical applications of evoked acoustic emissions: results in normally hearing and hearing-impaired subjects [Aplicațiile clinice ale emisiilor acustice evocate: rezultate la subiecți cu auz normal și subiecți cu deficiențe de auz], *Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology* [Analele de Otologie, Rinologie și Laringologie] 98, p. 326-31.

- Bray P (1989): Click evoked otoacoustic emissions and the development of a clinical otoacoustic hearing test instrument [Emisiile otoacustice evocate la clic și dezvoltarea unui instrument clinic de testare otoacustică a auzului], dizertație, Colegiul Universitar și Școala de Medicină Middlesex, Londra.
- Giebel A (2001): Applying signal statistical analysis to TEOAE measurements [Aplicarea analizei statistice a semnalelor la măsurătorile TEOAE], Scandinavian Audiology Supplementum [Suplimentul de Audiologie Scandinavă] 52, p. 130-132.
- Grandori F, Ravazzani P (1993): Non-linearities of click-evoked otoacoustic emissions and the derived non-linear technique [Non-linearitățile emisiilor otoacustice evocate de clic și tehnica non-liniară derivată], British Journal of Audiology [Jurnalul Britanic de Audiologie] 27, p. 97-102.
- Harris FP, Probst R, Wenger R (1991): Repeatability of transiently evoked otoacoustic emissions in normally hearing humans [Repetabilitatea emisiilor otoacustice evocate tranzitorii la persoanele cu auz normal], Audiology [Audiologie] 30, p. 135-141.
- Hatzopoulos S, Petrucelli J, Morlet T, Martini A (2003): TEOAE recording protocols revised: data from adult subjects [Protocoloalele de înregistrare TEOAE revizuite: date de la subiecții adulți], International Journal of Audiology [Jurnalul Internațional de Audiologie] 42, p. 339-347.
- Janssen T (2009): Otoakustische Emissionen (Otoacoustic emissions / Emisiile otoacustice), în: Praxis der Audiometrie (editori: Lehnhardt E, Laszig R), Thieme, p. 113-136.
- Janssen T, Müller J (2008): Otoacoustic emissions as a diagnostic tool in a clinical context [Emisiile otoacustice ca instrument de diagnosticare într-un context clinic]. în: Manley GA, Fay RR, Popper AN. Springer Handbook of Auditory Research [Manual de cercetare auditivă Springer] (Vol 30). Heidelberg, Germania
- Kemp DT, Bray P, Alexander L, Brown AM (1986): Acoustic emission cochleography – practical aspects [Cohleografia cu emisii acustice - aspecte practice], Scandinavian Audiology Supplementum [Suplimentul de Audiologie Scandinavă] 25, p. 71-95.
- Kemp DT, Ryan S, Bray P (1990a): A guide to the effective use of otoacoustic emissions [Ghid pentru utilizarea eficientă a emisiilor otoacustice], Ear and Hearing [Ureche și Auz] 11, p. 93-105.
- Kemp DT, Ryan S, Bray P (1990b): Otoacoustic emission analysis and interpretation for clinical purposes [Analiza și interpretarea emisiilor otoacustice în scopuri clinice], în: Cochlear mechanisms and otoacoustic emissions [Mecanisme cohleare și emisii otoacustice] (editori: Grandori F, Ciafrone G, Kemp D), Karger.
- Probst R, Lonsbury-Martin BL, Martin GK, Coats AC (1987): Otoacoustic emissions in ears with hearing loss [Emisii otoacustice în urechi cu pierderea auzului], American Journal of Otolaryngology [Jurnalul American de Otolaringologie] 8, p. 73-81.
- Robinette MS, Glatcke TJ (2002): Transient evoked otoacoustic emissions [Emisiile otoacustice evocate tranzitorii], în: Otoacoustic emissions: clinical applications [Emisiile otoacustice: aplicații clinice] (editori: Robinette MS, Glatcke TJ), Thieme.
- Smurzynski J, Kim DO (1992): Distortion-product and click-evoked otoacoustic emissions of normally-hearing adults [Emisiile otoacustice de producere a distorsiunii și evocate la clic ale adulților cu auz normal], Hearing Research [Cercetări privind auzul] 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 [Înregistrări liniare versus non-liniare ale emisiilor otoacustice evocate tranzitorii - considerente metodologice], Scandinavian Audiology [Audiologie Scandinavă] 30, p. 116-118.

3.2.3 Emisiile otoacustice de Producere a Distorsiunii (DPOAE)

METODOLOGIE

Emisiile otoacustice de producere a distorsiunii (DPOAE) reprezintă distorsiuni cubice ale celulelor păroase externe (OHC) atunci când sunt stimulate simultan de două tonuri f_1 (frecvență mai mică) și f_2 (frecvență mai mare) (a se vedea Figura 28). DPOAE apar direct de la non-linearitatea compresivă selectivă a frecvenței OHC (Brownell și colab., 1985; Kemp și colab., 1986). Cele două tonuri primare interacționează în cohlea în regiunea suprapunerii undelor mișcătoare ale celor două tonuri primare apropiate de locul caracteristic al f_2 . Astfel, DPOAE pot fi aplicate pentru evaluarea specifică a frecvenței disfuncției cohleare la locul f_2 . La om, pot fi detectate atât produse pătratiche (de exemplu, $f_2 - f_1$), cât și produse de denaturare cubică (de exemplu, $2f_1 - f_2$). Componenta de distorsiune cubică $2f_1 - f_2$ dă cea mai mare amplitudine și, prin urmare, este folosită în principal în diagnosticarea audiologică (Gorga și colab., 2000). Amplitudinile DPOAE variază în mod obișnuit de la circa 20 dB SPL până la nivelul minim al zgomotului limitator, adică la aproximativ -20 dB SPL. DPOAE furnizează informații cantitative și de frecvențe specifice cu privire la gama și caracteristicile operaționale ale amplificatorului cohlear, și anume, sensibilitatea, compresia și selectivitatea frecvenței organului auditiv. În special, funcțiile DPOAE I/O extrapolate (a se vedea Figura 33) permit evaluarea pierderii sensibilității și compresiei cohleare (Janssen și Müller, 2008). Numărul OHC care contribuie la generarea DPOAE depinde de mărimea regiunii suprapuse, care este determinată de nivelele primare de ton L_1 și L_2 și de raportul de frecvență f_2/f_1 . Un raport de frecvență de aproximativ 1,2 s-a dovedit a fi optim. Au fost sugerate diferite rapoarte de nivel de ton primar. O setare a nivelului tonului primar, care explică diferitele comprimări ale undelor mișcătoare primare la locul f_2 , este paradigma foarfecilor (Whitehead și colab., 1995; Kummer și colab., 2000; Boege și Janssen, 2002). Datorită pantei abrupte a undei care se deplasează către apexul cohlear, locul maxim de interacțiune este aproape de locul f_2 din cohlee. Pentru a menține suprapunerea optimă a undelor mișcătoare primare la un raport constant al frecvenței, diferența de nivel de ton primar trebuie crescută cu un nivel de stimulare în descreștere. Aceasta duce la o scădere a L_1 mai mică decât scăderea L_2 (a se vedea Figura 33).

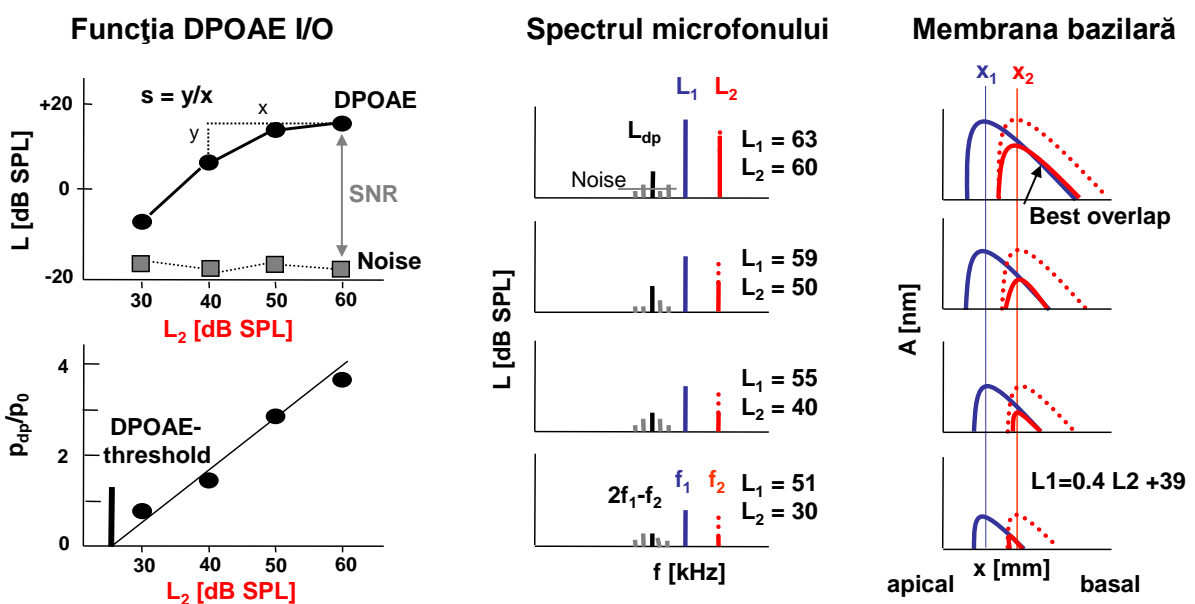


Figura 33: Prezentare generală schematică a generării DPOAE cu diferite setări ale nivelului tonului primar: paradigma foarfecilor (linii solide), $L_1 = L_2$ (linii punctate)

În ciuda faptului că DPOAE ar trebui să reflecte în primul rând activitatea OHC la locul f_2 , există dovezi că DPOAE sunt generate de două surse cohleare distincte (Whitehead și colab., 1992; Brown și colab., 1996; Shera și Guinan, 1999). Așa cum am menționat deja, prima sursă al cărei efect este de fapt măsurat este localizată în regiunea de suprapunere a undelor mișcătoare a celor două tonuri primare situate în apropierea locului f_2 și se datorează unei distorsiuni intermodulare. Cea de-a doua sursă, care se adaugă în mod neintenționat constructiv sau distructiv emisiei primei surse, este localizată la locul de frecvență caracteristică al emisiei la $2f_1-f_2$ și se datorează reflectării energiei care a călătorit apical din regiunea suprapusă lângă f_2 . Astfel, energia din ambele surse de interacțiune produce semnalul compozit DPOAE care este înregistrat efectiv în canalul urechii externe. Influența celei de-a doua surse DPOAE poate fi observată atunci când se monitorizează nivelul DPOAE pe o frecvență cu o distanțare îngustă a frecvenței pentru f_2 (structura fină DPOAE).

Există mai multe metode obiective pentru separarea semnalului DPOAE de zgomotul de fond și pentru evaluarea automată a validității unei emisii înregistrate. Prima metodă se bazează pe calcularea nivelului minim de zgomot prin medierea nivelurilor mai multor componente de frecvență adiacente în jurul componentei de frecvență DPOAE, SNR fiind indicată de diferența dintre nivelul emisiilor și nivelul minim de zgomot. Criteriul SNR este de obicei setat la 6 dB. A doua procedură de validare a datelor se bazează pe statisticile de fază, care verifică cuplarea fazei componentei DPOAE la faza tonurilor primare. Media statistică de fază a normalizat vectorii de fază ai semnalului recepționat la frecvența DPOAE cunoscută. Ca și statisticile binomiale, suma vectorilor poate fi scalată în termeni de probabilitate, oferind sensibilități definite și foarte ridicate. Un nivel tipic de semnificație depășește 99% per un singur test de frecvență.

Varianța intra-individuală a nivelului DPOAE este destul de scăzută, cu o abatere standard sub 2 dB (Johnsen și Elberling, 1982a, b). Măsurătorile DPOAE repetitive cu poziția sondei sonore neschimbată au prezentat o abatere standard exponențial crescătoare a nivelului DPOAE cu SNR în creștere (Janssen și colab., 2005a). De exemplu, la un SNR de 10 dB, abaterea standard ajunge la 1,8 dB, la un SNR de 20 dB la 0,7 dB și la un SNR de 40 dB la 0,1 dB. Aceasta înseamnă că, cu cât este mai mare SNR, cu atât este mai mare fiabilitatea măsurării DPOAE. Această constatare este importantă în legătură cu evaluarea micilor modificări DPOAE. Pentru practica clinică, sunt relevante măsurările DPOAE repetitive cu poziția sondei sonore modificată. Abaterea standard a nivelului DPOAE s-a ridicat la aproximativ 1,6 dB (Müller și colab., 2005) atunci când s-a schimbat poziția sondei sonore între măsurători.

Audiogramele DPOAE reprezintă grafic nivelul DPOAE L_{dp} ca o funcție a f_2 (locul principal de generare DPOAE) pentru o combinație selectată de niveluri de tonuri primare L_1 și L_2 . Trebuie subliniat faptul că audiogramele DPOAE reflectă cel mai bine sensibilitatea amplificatorului cohlear (CA) atunci când sunt înregistrate la nivele de stimulare apropiate de prag (Janssen și colab., 1998; Dorn și colab., 2001). În auzul normal (CA normal), audiogramele DPOAE sunt aproape una de cealaltă, la un nivel ridicat și mai separate, la niveluri scăzute de stimuli care reflectă procesarea sunetului neliniar cohlear. În urechile ce prezintă pierdere cohleară a auzului (CA afectat), diagramele DPOAE sunt mai separate chiar și la niveluri ridicate de stimulare, relevând pierderea compresiei CA (Janssen și colab., 1998, Kummer și colab., 1998, Neely și colab., 2003).

Funcțiile I/O ale nivelului DPOAE reprezintă grafic nivelul DPOAE L_{dp} ca o funcție a nivelului tonului primar L_2 pentru un f_2 selectat și astfel reflectă dinamica CA la locul f_2 din cohlee (Dorn și colab., 2001). La auzul normal, ca răspuns la stimulii de nivel scăzut, funcțiile I/O ale nivelului DPOAE

prezintă pante abrupte, în timp ce la niveluri ridicate de stimulare pantele scad, reflectând amplificarea puternică la amplificare scăzută și în scădere (saturație) la niveluri moderate de sunet. Cu toate acestea, acest lucru este valabil doar atunci când se utilizează o setare specifică a nivelului de stimulare, care determină compresia diferită a tonurilor primare la locul f_2 (paradigma foarfecilor: Kummer și colab., 2000).

Funcțiile I/O ale presiunii DPOAE reprezintă grafic presiunea DPOAE p_{dp} (în loc de nivelul DPOAE L_{dp}) ca o funcție a nivelului tonului primar L_2 . Datorită dependenței logaritmice a nivelului DPOAE la nivelul tonului primar, există o dependență liniară între presiunea DPOAE p_{dp} și nivelul tonului primar L_2 (Boege și Janssen, 2002). Astfel, datele DPOAE pot fi ușor ajustate prin analiza regresiei liniare.

Punctul de intersecție al liniei de regresie liniară cu axa L_2 la $p_{dp} = 0$ Pa poate apoi să servească ca o estimare a nivelului de stimulare la **pragul DPOAE** (a se vedea Figura 34; Boege și Janssen, 2002; Gorga și colab., 2003). Nivelul de prag estimat L_{dpth} când este reprezentat pe frecvența f_2 oferă o măsură pentru estimarea pragului CA la locul f_2 . Datorită undelor stătătoare din canalul urechii externe, stimulul și răspunsul nu pot fi întotdeauna determinate în mod credibil și astfel pragurile DPOAE nu se potrivesc întotdeauna cu pragurile de ton pur. Acest lucru este valabil mai ales pentru volumele mari ale canalului urechii. În acest caz, o discrepanță între pragurile DPOAE și pragurile PTA apare în principal pentru adulți (în funcție de dimensiunea canalului urechii) în regiunea de frecvență medie în jur de 3 kHz și la frecvențele mai mari de testare (> 6 kHz). Efectele permanente ale valurilor sunt mai puțin importante la nou-născuți și sugari datorită lungimii mai scurte a canalului urechii (Keefe și colab., 1993). Relația dintre nivelul OAE și pragul auditiv - sau mai degrabă lipsa acestuia - este puternic dezbătută. Anterior, a fost comună definirea limitelor de încredere pentru a determina gradul de certitudine cu care orice răspuns măsurat ar putea fi atribuit auzului normal sau afectat (Gorga și colab., 1996; Gorga și colab., 2000), sau definirea unui prag de detecție DPOAE ca nivel de stimulare la care răspunsul a egalat zgomotul prezent în instrument (Dorn și colab., 2001). Cu toate acestea, deoarece zgomotul este de origine tehnică (de exemplu, zgomotul microfonului), pragul evaluat în acest fel nu se potrivește cu pragul comportamental. O măsură mai relevantă este punctul de intersecție dintre funcția I/O DPOAE extrapolată și axa nivelului tonului primar la care presiunea acustică a răspunsului este zero și deci la care OHC sunt inactive. O dependență liniară între presiunea acustică DPOAE și nivelul de presiune acustică a tonului primar este prezentă atunci când se utilizează paradigma foarfecilor pentru a determina DPOAE. Pragul estimat DPOAE L_{dpth} este independent de zgomot și pare a fi mai strâns legat de pragul comportamental decât de pragul de detecție al DPOAE (Boege și Janssen, 2002; Gorga și colab., 2003; Janssen și colab., 2006).

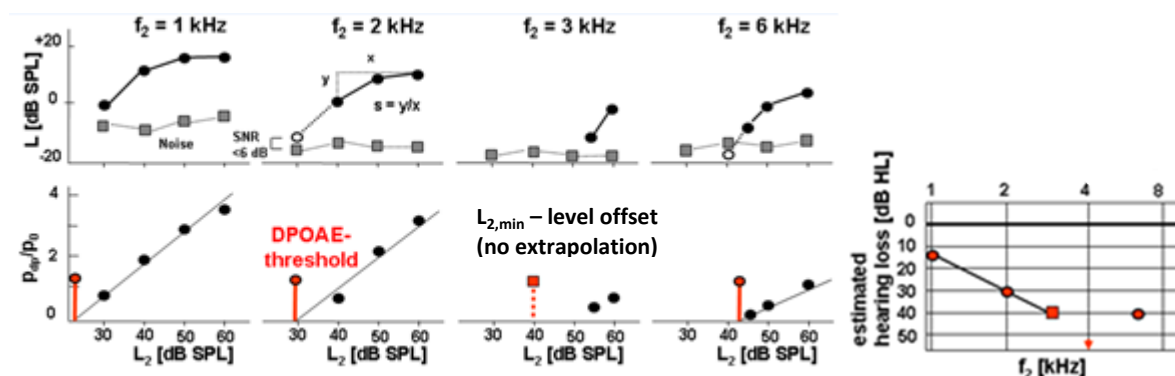


Figura 34: Prezentare generală schematică a audiogramei DPOAE derivată din estimarea pragului DPOAE

Atunci când se reprezintă grafic pragul DPOAE în nivelul auditiv dB (HL), pragurile DPOAE estimate pot fi reprezentate sub formă de audiogramă (**audiograma DPOAE**) (a se vedea *Figura 34*). Audiogramele DPOAE pot fi aplicate la sugari cu un rezultat trimițător la screening-ul auditiv al nou-născutului pentru a descoperi o pierdere conductivă tranzitorie de auz din cauza disfuncției tubului Eustachian și/sau a lichidului amniotic din cavitatea timpanică sau pentru a confirma o pierdere cohleară persistentă a auzului în diagnosticarea ulterioară. În caz de pierdere ușoară și moderată a auzului, audiogramele DPOAE reprezintă o metodă alternativă pentru audiometria comportamentală sau audiometria de răspuns evocată în funcție de frecvență (răspunsurile trunchiului cerebral auditiv (ABR) cu stimuli în bandă îngustă, răspunsuri la starea auditivă staționară (ASSR)). Mai ales la sugarii la care audiograma condiționată de câmp liber nu reflectă pragul real, audiogramele DPOAE pot evalua pierderea cohleară a auzului mai precis decât testele comportamentale. Mai mult, poate fi detectată pierderea unilaterală a auzului. Audiogramele DPOAE sunt capabile să evalueze cantitativ pierderea auzului la frecvențe distincte în câteva minute. Previziunea pierderii auzului la cinci frecvențe prin izbucnirea tonului ABR sau ASSR poate dura o jumătate de oră și mai mult. Acesta este un avantaj esențial al DPOAE asupra izbucnirii tonului ABR sau ASSR. Astfel, audiogramele DPOAE pot servi ca un instrument avansat pentru eliminarea decalajului dintre screening-ul și testarea audiologică în audiologia pediatrică.

Panta DPOAE, calculată din funcțiile I/O ale nivelului DPOAE (de exemplu, între nivelurile de stimulare L_2 de 40 și SPD de 60 dB), indică comprimarea CA. Când este reprezentată grafic pe o frecvență, se poate stabili un profil de panta. În urechile cu pierdere cohleară a auzului, panta s de funcție I/O a nivelului DPOAE crește cu creșterea pierderii auzului indicând pierderea compresiei CA (Janssen și colab., 1998; Kummer și colab., 1998; Müller și Janssen, 2004; Neely și colab.; 2003). Panta DPOAE diferă semnificativ între clasele de pierdere a auzului (Janssen și colab., 2005b). Panta DPOAE este raportată a fi legată de panta funcțiilor de intensitate a zgomotului (Neely și colab., 2003; Müller și Janssen, 2004). Astfel, se recomandă ca panta funcțiilor I/O DPOAE să permită o evaluare cantitativă a compresiei CA și, prin urmare, să furnizeze un test obiectiv de restabilire. În special pentru ajustarea protezei auditive la copii, este necesară o evaluare cantitativă a pierderii auzului și a restabilirii. Cu ajutorul audiogramelor DPOAE și a caracteristicilor de creștere DPOAE ale urechii afectate cohlear pot fi furnizați parametri suplimentari pentru o ajustare a protezei auditive a subiectului necooperant (Müller și Janssen, 2004).

Influența celei de-a doua surse DPOAE poate fi observată la reprezentarea grafică a nivelului DPOAE la frecvență cu distanțare îngustă de frecvență, adică ≤ 100 Hz (**structură fină DPOAE**). Datorită suprapunerii distructive sau constructive a celei de-a doua surse pe frecvență, se observă un model de adâncituri și vârfuri în structura fină DPOAE la subiecții cu auz normal sau aproape normal (He și Schmiedt, 1993, 1996, 1997; Talmadge și colab., 1999; Mauermann și colab., 1999a,b). Structura fină DPOAE poate oferi informații despre structura fină a pragurilor comportamentale de ton pur. Cu toate acestea, datorită suprapunerii celei de-a doua surse, corelația dintre cele două măsuri nu este clară. Mai mult, structura fină DPOAE este în măsură să dezvăluie afectarea OHC în stadiul foarte timpuriu, adică pierderea auzului în stadiul incipient, de exemplu, din cauza supra-expunerii la zgomot sau a administrării de medicamente ototoxice. În cazul pacienților cu pierderi de auz crescute (Mauermann și colab., 1999b), se observă că vârfurile și adânciturile din structura fină a DPOAE și cu aparent impactul celei de-a doua surse dispar. În urechile cu pierderea auzului în stadiul incipient, a doua sursă este activă cel puțin în unele locuri cohleare. Pentru evaluarea clinică a funcțiilor I/O DPOAE, interferența celei de-a doua surse DPOAE deteriorează interpretabilitatea și precizia măsurilor deduse, cum ar fi pragul DPOAE și compresia, astfel încât o eliminare a celei de-a doua

surse este de așteptat să îmbunătățească fiabilitatea acestora. Acest lucru se poate face într-o oarecare măsură prin suprimarea celei de-a doua surse DPOAE prin stimularea urechii simultan cu un ton supra-prag cu o frecvență apropiată de $2f_1-f_2$ (Heitmann și colab., 1998), prin aplicarea unei tehnici de suprapunere de ferestre (Mauermann și Kollmeier, 2004), printr-o tehnică de descompunere inițială (Dalhoff și colab., 2013) sau așa cum a propus PATH MEDICAL prin tonuri primare modulate prin frecvență (Lodwig, 2012, 2013 a,b). Atunci când se aplică o tehnică de suprimare a DPOAE, trebuie folosite niveluri ridicate de ton supresor pentru a reduce impactul celei de-a doua surse. În consecință, OHC în vecinătatea locului $2f_1-f_2$ sunt afectate, ceea ce duce la o evaluare mai puțin specifică a frecvenței de pierdere a auzului. Dezavantajul tehnicii de suprapunere de ferestre este că această metodă este foarte consumatoare de timp. Tehnica de descompunere a inițială pare să fie capabilă să prezică pragul de auz cohlear cu o precizie ridicată într-un timp scurt. Cu toate acestea, această tehnică a fost aplicată numai la subiecții cu auz normal și într-un interval de frecvență limitat (1,4 până la 2,6 kHz) până în prezent.

Tehnica de măsurare **FMDPOAE**TM a fost dezvoltată de PATH MEDICAL (Lodwig, 2012, 2013 a,b, 2014 a,b) ca mijloc de suprimare a impactului celei de-a doua surse DPOAE. Frecvențele tonului primar variază în timp, în urma $f_1(t) = f_{1norm} + d_1(t)$ și $f_2(t) = f_{2norm} + d_2(t)$ rezultând $f_{dp}(t) = 2*f_1(t) + f_2(t)$. Frecvențele tonului primar sunt deplasate între ± 50 Hz la 1 kHz și ± 100 Hz la 4 kHz cu o rată de modulație de 1,4 până la 1,6 Hz. Datorită transferului de fază asociat, impactul celei de-a doua surse, care poate deteriora detectarea DPOAE, și cu aceasta, de asemenea, estimarea pragului DPOAE, în special la minimele de structură fină, este redus. Mai mult, datorită modulației de frecvență, numărul de OHC stimulate este crescut, rezultând un nivel mai ridicat al DPOAE. Astfel, FMDPOAE nu are nevoie de stimuli suplimentari și nu prelungeste timpul de testare. FMDPOAE pare să aibă potențialul de a îmbunătăți semnificativ performanța de testare prin screening și diagnosticare a DPOAE.

DPOAE sunt raportate a fi măsurabile la o pierdere conductivă a auzului de 20 până la 25 dB HL și o pierdere cohlează a auzului de 40 până la 50 dB HL, reprezentând aproximativ intervalul amplificatorului cohlear (Davis, 1983; Ruggero și colab., 1997).

În general, aplicațiile principale ale DPOAE sunt: diagnostic de urmărire după un screening auditiv (la nou-născuți), estimarea scăderii sensibilității (pragul cohlear) și compresia (îmbunătățirea) a amplificatoarelor OHC și detectarea precoce a afectării cohleare ca urmare a supra-expunerii la zgomote sau ca urmare a administrării de medicamente ototoxice, precum și în protejarea auditivă în special la copiii mici.

Screeningul DPOAE al auzului nou-născutului este de obicei efectuat în regiunea de frecvență medie (de exemplu, între 1,5 și 4 kHz). Încercarea de înaltă frecvență este mai puțin fiabilă datorită problemei undelor stătătoare și limitărilor traductorului electroacustic. Sub 1 kHz, SNR este insuficient. Obiectivul examinării auzului în copilărie este de a identifica deficiențe de auz care nu sunt evidente și pot cauza un handicap semnificativ pentru copilul în cauză. Testele de screening al auzului la preșcolari ar trebui să furnizeze informații mai specifice despre frecvențe și cantitative despre pierderea auzului, așa cum sunt disponibile într-o audiogramă DPOAE.

Sunt disponibile două fluxuri de lucru DPOAE:

- **DPOAE Quick/Diagnostic** permite o măsurare specifică a frecvenței DPOAE la un nivel sau la niveluri de stimulare multiple. O stare de detectare a răspunsului (răspuns valid/nevalid) este furnizată pentru fiecare combinație selectată de frecvență / nivel de stimulare. *DPOAE Quick*

se referă la o măsurătoare la un nivel de screening, în timp ce *DPOAE Diagnostic* se referă la o măsurătoare la niveluri multiple. Pot fi setate criterii definite de utilizator, și anume criterii SNR (6, 9 sau 12 dB) și pentru DPOAE Quick un criteriu general de trecere (număr de răspunsuri valide: x din y).

- **DPOAE Prag** permite o determinare specifică a frecvenței pragurilor de auz cohlear prin măsurarea DPOAE cu setarea nivelului adaptiv. Estimarea pierderii cohleare a auzului prin intermediul funcțiilor I/O extrapolate DPOAE oferă o evaluare cantitativă a funcției/disfuncției celulei păroase externe. O procedură automată de optimizare a frecvenței și nivelului este efectuată înainte de fiecare măsurătoare la o anumită frecvență.

Testele DPOAE pot fi efectuate binaural dacă sunt conectate două sonde de ureche. Procedând astfel, timpul de testare este redus cu un factor din două. Cu modulele standard de mai sus, DPOAE pot fi măsurate la frecvențele f_2 de la 1 la 8 kHz (pentru DPOAE Diagnostic cu *DPHIREs* intervalul de frecvență este extins).

Pentru dispozitivele Sentiero Desktop și DPOAE Diagnostic sunt disponibile DPOAE sub presiune. Această caracteristică permite măsurarea DPOAE cu compensarea presiunii statice pentru a compensa o schimbare a complianței maxime a urechii medii. Utilizarea DPOAE sub presiune poate îmbunătăți detectabilitatea DPOAE la subiecții cu timpanogramă anormală (a se vedea de exemplu Zebian și colab., 2013; Beck și colab., 2016).

Sunt disponibile mai multe extensii pentru module, care oferă caracteristici suplimentare specifice:

- **DPOAE Multicanal** permite măsurarea simultană a DPOAE la perechi multiple de tonuri primare (Zurek și Rabinowitz, 1993; Ludwig, 2013b). Pentru a evita suprapunerea undelor mișcătoare ale perechilor de tonuri ($f_{11}:f_{21}, f_{12}:f_{22}, f_{13}:f_{23}, \dots$) pe membrana bazilară, frecvențe perechilor de tonuri $f_{1i}:f_{2i}$ ar trebui să aibă o distanță distinctă de cel puțin o octavă. Distanța de frecvență a tonurilor primare este controlată automat.
- **FMDPOAE™** permite măsurarea DPOAE cu tonuri primare modulate în frecvență, care are rolul de a reduce influența celei de-a doua surse DPOAE și, prin urmare, se așteaptă să îmbunătățească fiabilitatea detecției DPOAE și, prin urmare, a estimărilor pragului de auz.

Extensie doar pentru *DPOAE Diagnostic*:

- **DPOAE Înaltă Rezoluție** permite măsurarea DPOAE la frecvențe de pornire și oprire definite de utilizator de la 0,8 la 10 kHz și mărimea pasului liniar sau logaritmic definit de utilizator. Acest lucru permite, pe de o parte, măsurarea audiogramelor DPOAE într-un interval de frecvență definit de utilizator și, pe de altă parte, măsurarea structurii fine DPOAE cu distanțare îngustă de frecvență.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați testul DPOAE pe care doriți să îl efectuați din ecranul de selectare a modulelor, adică *DPOAE Quick*, *DPOAE Diagnostic* sau *DPOAE Prag*. Dacă mai mult de un test OAE este licențiat, *DPOAE Quick*, *DPOAE Diagnostic* și *DPOAE Prag* pot fi găsite în secțiunea OAE. Selectați presetarea pe care doriți să o efectuați. Dacă este necesar, modificați parametrii (de exemplu, frecvența f_2 , pentru *DPOAE Quick/Diagnostic*: nivel L_2 , criteriu SNR; pentru *DPOAE Quick*: criteriu general de trecere; pentru *DPOAE Diagnostic*: setare L_2/L_1 , L_{dp} minim, pauză) necesar. Pentru configurarea nivelului L_2/L_1 , PATH MEDICAL recomandă utilizarea setării *Auto* care oferă niveluri optimizate ale tonurilor primare

similare cu paradigma foarfecilor a lui Kummer și colab. (2000). Puteți alege fie pauza adaptativă (temporizarea este controlată de dispozitiv), fie pauza manuală, cu un timp de măsurare minim și maxim. Să aveți în vedere că dublarea timpului de măsurare corespunde unei creșteri a SNR de până la 3 dB. Dacă este licențiat, modul *FMDPOAE* și *DPOAE Multicanal* poate fi activat pentru a îmbunătăți fiabilitatea DPOAE și respectiv timpul de măsurare. Pentru *DPOAE Diagnostic*, opțiunea *DPOAE Înaltă Rezoluție* poate fi utilizată cu mărimea pasului liniar sau logaritm pentru măsurarea audiogramelor DPOAE într-o gamă de frecvențe definită de utilizator sau pentru măsurarea structurii fine DPOAE. Dacă proprietățile structurii fine sunt menite să fie investigate, FMDPOAE ar trebui dezactivat. În toate celelalte cazuri, se recomandă activarea FMDPOAE.

Subiectul ar trebui să fie calm și să stea confortabil într-un scaun sau culcat pe un pat. Pentru copii, încercați să testați subiectul în timpul somnului. Asigurați-vă că este conectată o sonda de ureche validă (de exemplu, EP-DP, EP-VIP) și că cablul sondei de ureche nu se freacă de nici un material, de exemplu, haine. Selectați un vârf de ureche cu dimensiunea potrivită pentru dimensiunea vârfului sondei și dimensiunea canalului urechii subiectului. Asigurați-vă că sonda de ureche este introdusă fără o scurgere între sonda de ureche și canalul urechii. În cazurile în care sonda de ureche nu este introdusă corect sau dacă sunt blocate canalele sondei, se va afișa un avertisment.

Selectați urechea de testare (*dreapta + stânga*: măsurarea simultană a urechii drepte și a stângii). După calibrarea cu succes a sondei de ureche (a se vedea *Figura 30*), începe măsurarea. Pentru informații suplimentare despre calibrarea sondei, consultați secțiunea [3.2.2: Emisiile otoacustice Evocate Tranzitorii \(TEOAE\)](#). Modul de vizualizare a calibrării sondei de ureche poate fi configurat în Preferințele DPOAE. Stimulii DPOAE sunt prezentați în funcție de setările parametrilor, iar răspunsul este detectat prin microfonul sondei de ureche. În timpul măsurării *DPOAE Quick/Diagnostic*, sunt afișate următoarele elemente de ecran:

DPOAE Quick (a se vedea *Figura 35, sus*):

- bara de validitate DPOAE ① pentru toate f_2 selectate la L_2 testat curent (culoarea barei corespunde urechii: roșu: urechea dreaptă, albastru: urechea stângă)

DPOAE Diagnostic (a se vedea *Figura 35, jos*):

- validitatea DPOAE ① și bara de pauză ④ pentru combinațiile f_2/L_2 testate curent
- Matricea de stare a răspunsurilor ⑤ (afișată pentru urechea dreaptă sau stânga la apăsarea ecranului din stânga sau dreapta): indică pentru fiecare f_2/L_2 dacă o DPOAE este validă (marcăj bifă verde), nevalid (roșu \emptyset) sau sărit (gri \emptyset).
- Audiograma DPOAE ⑩ (doar DPOAE Înaltă Rezoluție – a se vedea *Figura 36*) (afișată pentru urechea dreaptă sau stângă atunci când se apasă ecranul din stânga sau din dreapta)

DPOAE Quick/Diagnostic

- Bara de progres general ②
- Bara de zgomot ③

DPOAE Prag (a se vedea *Figura 37*):

- Validitatea DPOAE ① și bara de pauză ② pentru combinațiile f_2/L_2 testate curent
- Bara de zgomot ③
- Matricea nivel-frecvență a stării de testare ⑪: barele verticale pline indică la ce nivel minim a fost detectat un DPOAE valid, simbolurile cutie deschisă indică la care f_2/L_2 funcționează o măsurătoare DPOAE

- Audiograma DPOAE ⑫ (afișată pentru urechea dreaptă sau stângă atunci când se apasă ecranul de pe partea inferioară sau partea superioară a ecranului)

Rețineți că opțiunea *FMDPOAE* nu influențează ecranul de măsurare. Pentru măsurătorile binaurale și multicanal, interfața cu utilizatorul este adaptată astfel încât toate datele înregistrate simultan să poată fi văzute pe un singur ecran.

Dacă bara de validitate DPOAE atinge amplitudinea completă, este detectată o DPOAE validă. Dacă bara de progres atinge amplitudinea completă, se ajunge la pauza de măsurare. Nivelul minim de zgomot este un indicator al adecvării condițiilor de testare. Cu condiții bune de testare, bara de nivel minim de zgomot ar trebui să rămână în cadranul inferior. Dacă bara de nivel minim de zgomot este mai sus (bara de zgomot devine treptat roșie), nivelul zgomotului ambiental este prea mare, pacientul poate să nu fie destul de calm (înghițire, mișcare) sau cablul sondei de ureche se poate freca de exemplu de haine. În timpul măsurării, stabilitatea stimulului este observată prin intermediul unui ton de sondă de joasă frecvență. Dacă stabilitatea stimulului se deteriorează, de exemplu din cauza mișcării sondei de ureche, procedura de calibrare a sondei de ureche repornește. După o recalibrare reușită, măsurarea continuă.

Testele pot fi întrerupte și continuate după o pauză ⑦ sau oprite ⑦. De asemenea, măsurătorile curente f_2/L_2 pot fi sărite ⑧. Pentru *DPOAE Quick*, toate măsurătorile f_2/L_2 în curs de desfășurare sunt sărite. Dacă se efectuează o măsurătoare binaurală, utilizatorul poate decide la ce ureche să sară peste măsurătorile f_2/L_2 în curs de desfășurare. Pentru *DPOAE Diagnostic*, poate fi selectată o singură măsurătoare f_2/L_2 . Un mod animație (a se vedea Figura 31) este disponibil apăsând butonul *avion* ⑨. Modul animație este destinat în special focalizării interesului copilului și, prin urmare, îmbunătățirii condițiilor de zgomot în timpul unui test.



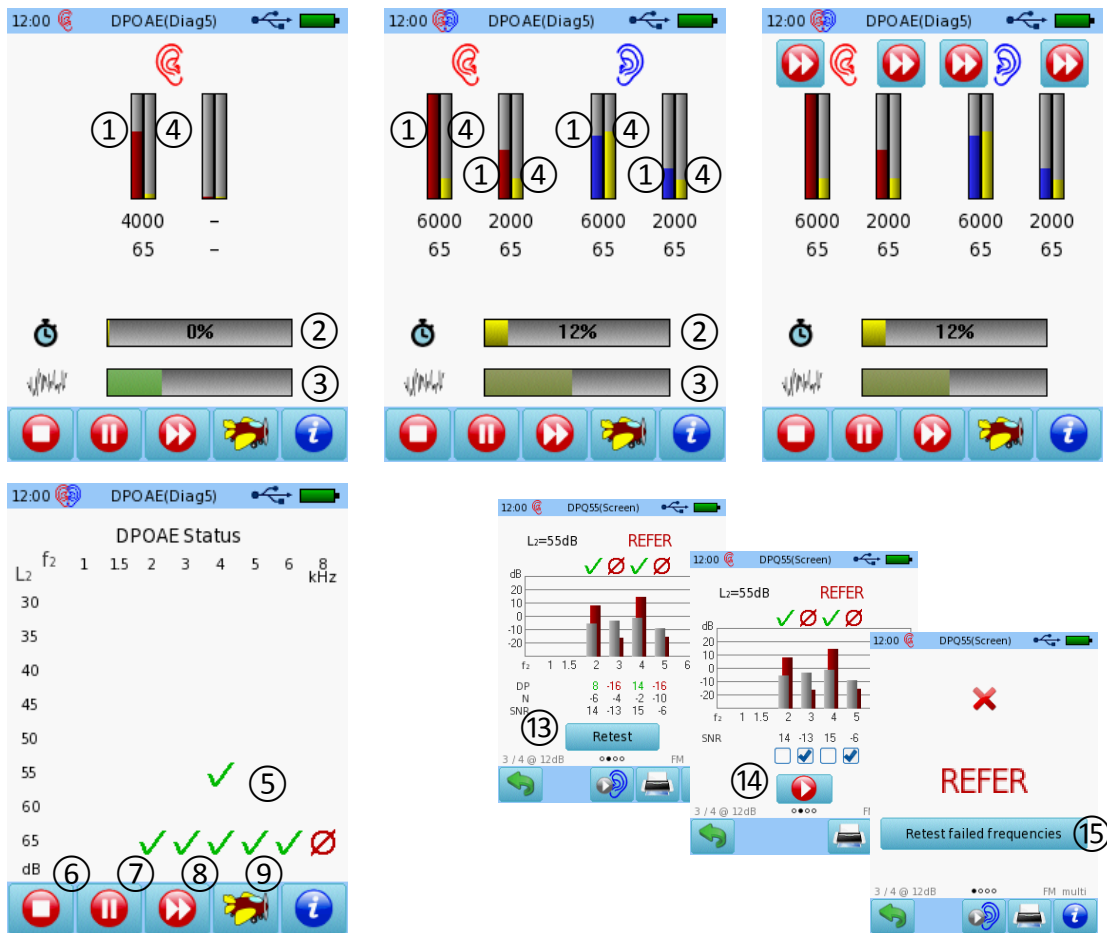


Figura 35: Măsurare DPOAE Quick/Diagnostic (sus: DPOAE Quick, rândul din mijloc: DPOAE Diagnostic; stânga: testul monaural, mijloc: testul binaural, dreapta: binaurala, sărirea măsurătorii curente f_2/L_2 ; stânga jos: DPOAE Diagnostic cu matrice de stare a răspunsului curent; dreapta jos: vizualizări ale retestărilor DPOAE Quick)

După terminarea testului DPOAE Quick, măsurătorile DPOAE la frecvențele specificate pot fi repetate apăsând butonul *retestare* ⑬ din vizualizarea grafică cu bare. În mod prestabilit, frecvențele cu răspunsuri nevalide sunt marcate pentru retestare, dar orice frecvență poate fi selectată. Retestarea este pornită prin apăsarea butonului *redare* ⑭. Dacă butonul *frecvență de retestare eşuată* ⑮ este apăsat în vizualizarea generală a rezultatelor, DPOAE sunt retestate imediat la frecvențe cu răspunsuri nevalide. DPOAE Diagnostic poate fi configurat pentru a repeta automat combinațiile f_2/L_2 cu răspunsuri nevalide după terminarea testului DPOAE Diagnostic.

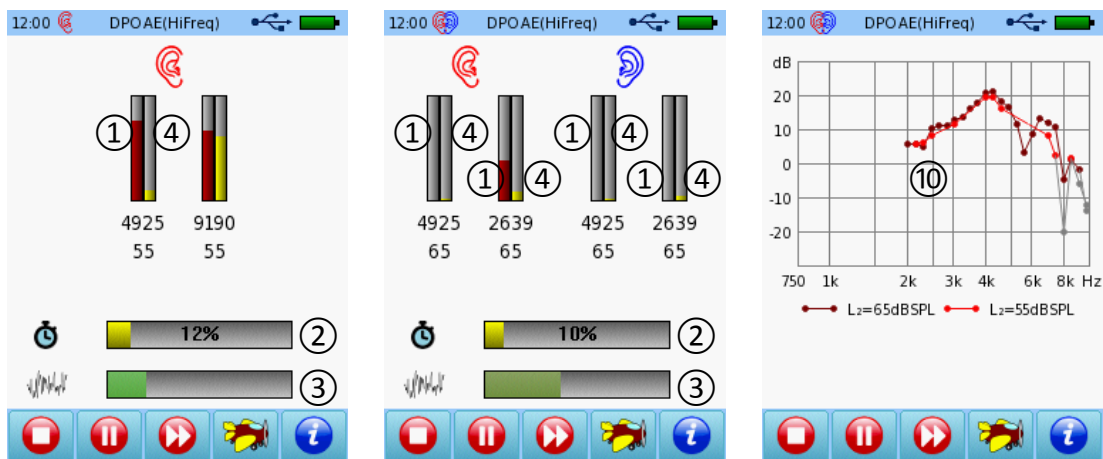


Figura 36: Măsurare DPOAE Înaltă Rezoluție (stânga: monoaural; mijloc: binaural; dreapta: audiogramă DPOAE)

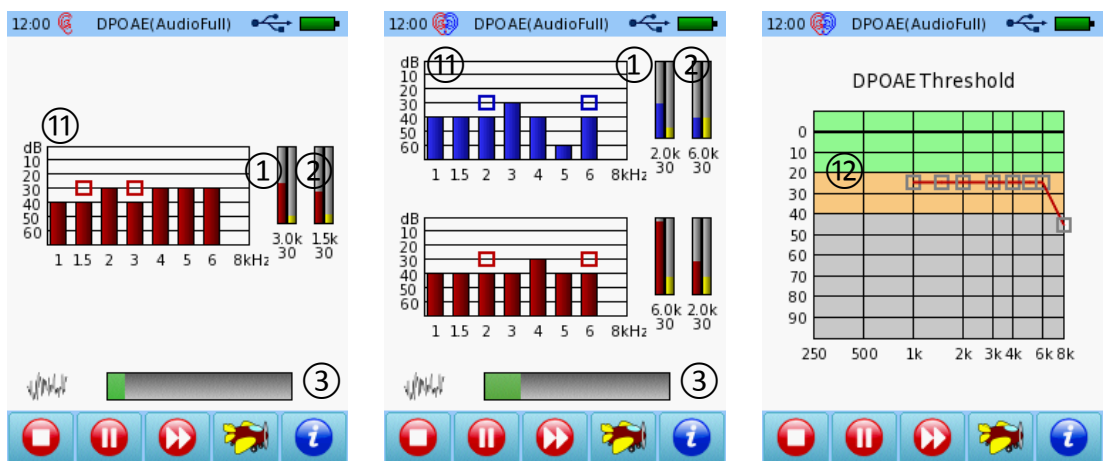


Figura 37: Măsurarea DPOAE Prag (stânga: monoaural; mijloc: binaural; dreapta: audiogramă)

Următoarele elemente de ecran sunt afișate pe ecranul de rezultate pentru modulele respective:

DPOAE Quick (a se vedea Figura 38):

- Rezultatul general (dependent de criteriul general selectat de rezultate generale x din y)
- DPOAE și barele de nivel de zgomot pentru fiecare f_2 testat pentru L_2 dat
- Audiogramele DPOAE: reprezentări grafice DPOAE și niveluri de zgomot pentru toate f_2 la L_2 dat
- Tabelul de date de rezultate (inclusiv L_2 , f_2 , nivelul DPOAE L_{dp} , nivelul minim de zgomot L_{nf} , și SNR)

Rețineți că afișările diferite ale rezultatelor pot fi comutate prin glisarea orizontală a unui deget pe ecran. Parametrii relevanți ai testului (criteriul SNR, FMDPOAE, multicanal) sunt afișați în gri în partea inferioară a ecranului rezultat împreună cu indexul de vizualizare a rezultatelor selectat în prezent (cerc umplut în rândul de cercuri: ●○○○ = prima pagină din patru pagini). Ecranul cu rezultate inițiale preferate poate fi selectat în secțiunea *Preferințe DPOAE* din setările dispozitivului.

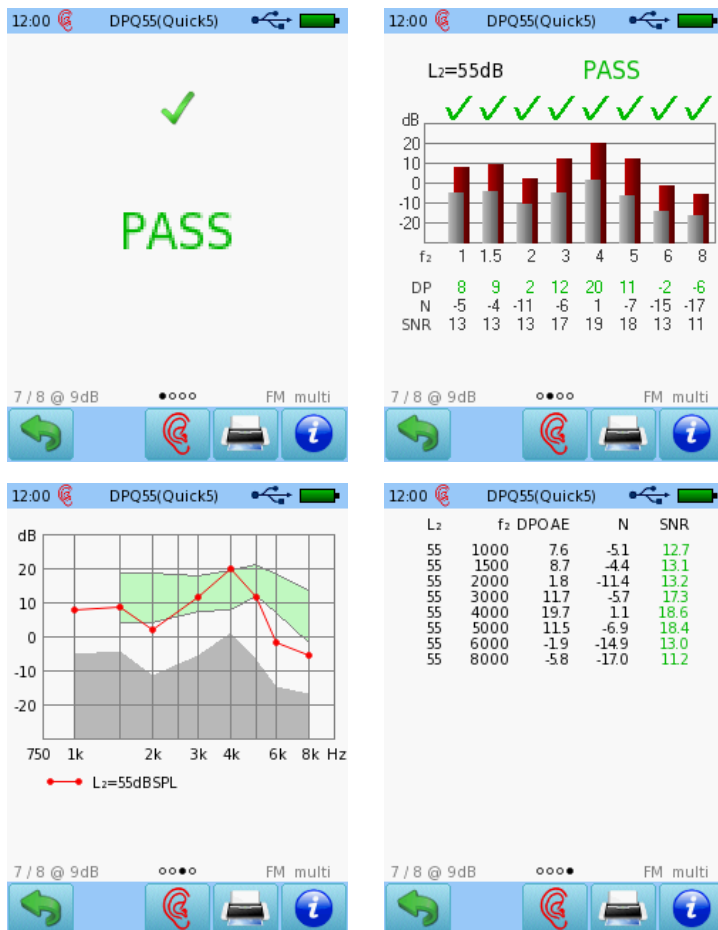


Figura 38: Rezultatul DPOAE Quick (stânga sus: rezultatul general; dreapta sus: DPOAE și barele de nivel minim de zgomot pentru fiecare f_2 testat, stânga jos: audiograma DPOAE; dreapta jos: tabel de date)

DPOAE Diagnostic (a se vedea Figura 39):

- matrice de validitate DPOAE: indică pentru fiecare f_2/L_2 dacă o DPOAE este validă (marcaj bifă verde), nevalid (roșu \emptyset) sau sărit (gri \emptyset)
- Graficul cu bare de tip audiogramă DPOAE: reprezintă grafic DPOAE și nivelurile de zgomot ca bare verticale și prezintă valorile lor numerice împreună cu SNR rezultată pentru fiecare f_2 la L_2 selectat. Graficul cu bare de tip audiogramă DPOAE poate fi rulat prin toate L_2 prin apăsarea ecranului de rezultate.
- Audiograma DPOAE: reprezintă grafic nivelurile DPOAE pentru toate f_2 la toate L_2 (culoare diferită pentru fiecare L_2). Audiograma DPOAE poate fi rulată prin toate L_2 prin apăsarea ecranului de rezultate. Pentru un singur L_2 , nivelurile DPOAE și nivelurile de zgomot pentru toate f_2 la L_2 selectat sunt reprezentate grafic.
- Tabelul de date de rezultate (inclusiv L_2 , f_2 , nivelul DPOAE L_{dp} , nivelul minim de zgomot L_{nf} și SNR)



Figura 39: Rezultatul DPOAE Diagnostic (stânga sus: matricea de validitate DPOAE; mijloc sus: DPOAE și barele de nivel de zgomot pentru fiecare f_2 testat; dreapta sus, stânga jos, mijloc jos: audiogramă DPOAE; dreapta jos: tabel de date)

DPOAE Înaltă Rezoluție (a se vedea Figura 40):

- Audiogramă DPOAE: reprezintă grafic nivelurile DPOAE pentru toate f_2 la toate L_2 (culoare diferită pentru fiecare L_2). Audiograma DPOAE poate fi redată prin toate L_2 apăsând ecranul de rezultate. Pentru un singur L_2 , DPOAE și nivelurile de zgomot pentru toate f_2 la L_2 selectat sunt reprezentate grafic.
- Tabel de date de rezultate (incluzând L_2 , f_2 , DPOAE nivel L_{dp} , nivel minim de zgomot L_{nf} , și SNR)

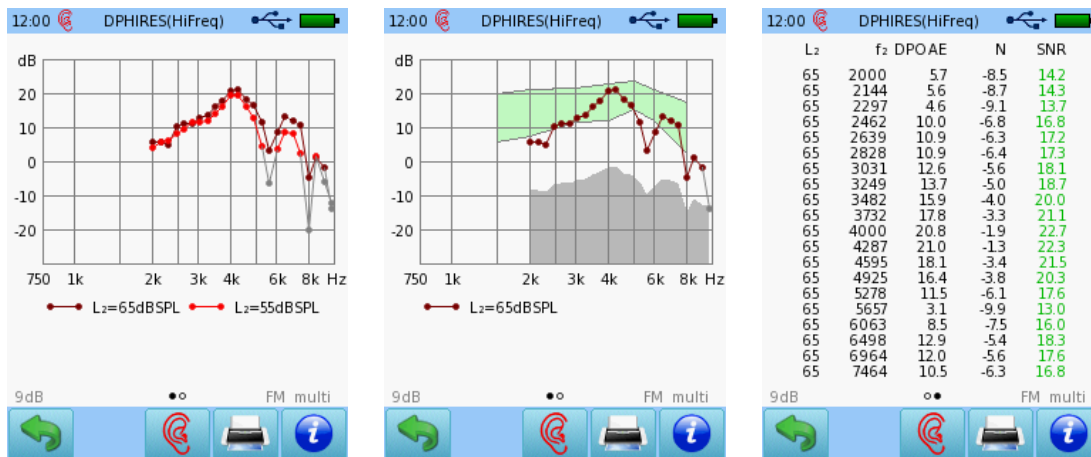


Figura 40: Rezultatul DPOAE Înaltă Rezoluție (stânga, mijloc: audiogramă DPOAE; dreapta: tabel de date)

DPOAE Prag (a se vedea Figura 41):

- Audiograma DPOAE, adică pragurile DPOAE estimate L_{dpth} reprezentate pe f_2 . Tipul estimării pragului DPOAE este indicat prin simboluri diferite. Pragurile estimate sunt limitate la 50 dB HL. Dacă sunt disponibile unul sau două puncte valide, pragurile sunt estimate prin scăderea unui decalaj experimental. Dacă sunt disponibile mai mult de două puncte valide, pragurile sunt estimate prin analiza regresiei liniare (a se vedea Figura 34). Atunci când apăsați pe ecranul de rezultate, combinațiile valide DPOAE f_2/L_2 sunt afișate în graficul audiogramei ca puncte roșii (urechea dreaptă) sau albastre (urechea stângă).
- Audiograma DPOAE: reprezintă grafic nivelurile DPOAE pentru toate f_2 la toate L_2 (culori diferite pentru fiecare L_2). Audiograma DPOAE poate fi rulată prin toate L_2 prin apăsarea ecranului de rezultate. Pentru un singur L_2 , DPOAE și nivelurile de zgomot pentru toate f_2 la L_2 selectat sunt reprezentate grafic.
- Funcția I/O DPOAE: reprezintă grafic nivelurile DPOAE pentru toate L_2 la un nivel selectat f_2 . Funcția I/O DPOAE poate fi rulată prin toate f_2 apăsând pe ecranul de rezultate.
- Tabelul pragurilor DPOAE (incluzând pragul DPOAE L_{dpth} și minimumul L_2)
- Tabelul de date de rezultate (incluzând L_2 , f_2 , DPOAE nivel L_{dp} , nivelul minim de zgomot L_{nf} , și SNR)

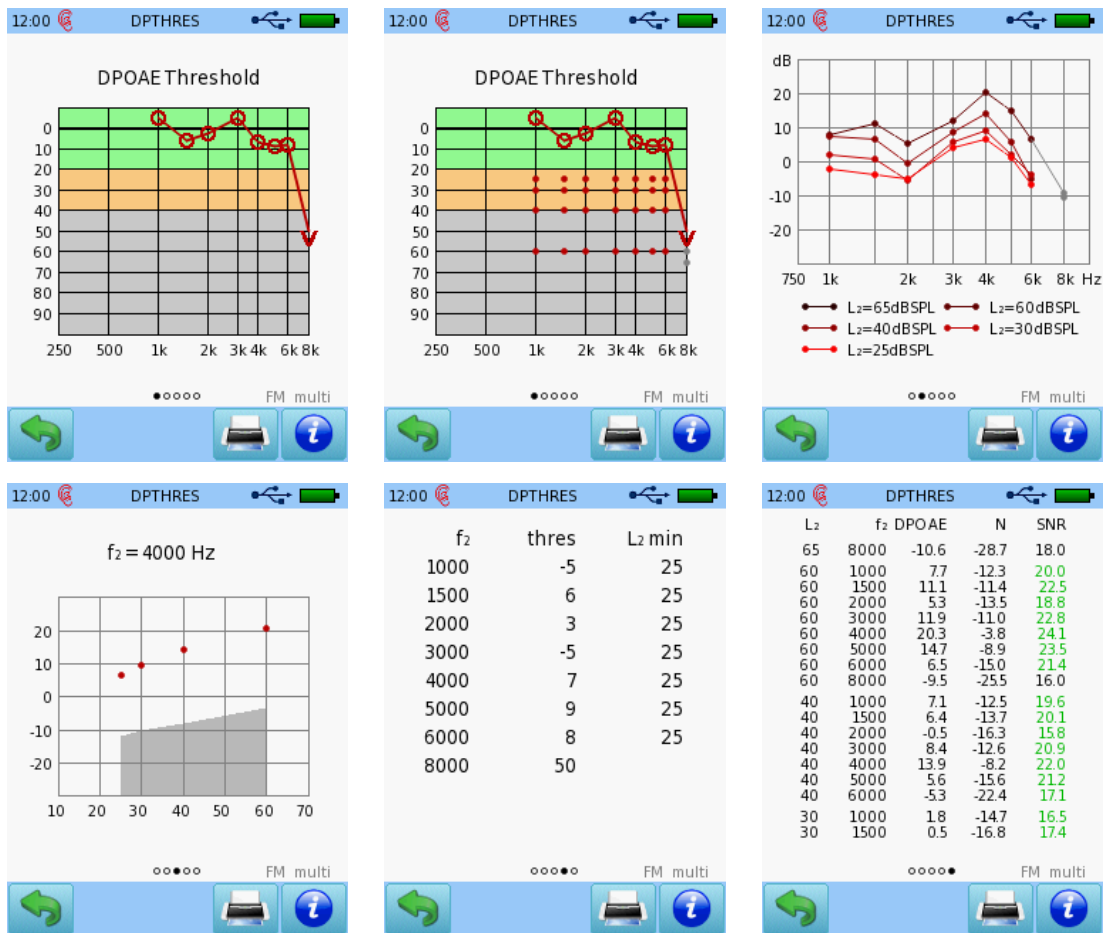


Figura 41: Rezultatul DPOAE Prag (stânga/mijloc sus: praguri DPOAE; dreapta sus: audiogramă DPOAE; stânga jos: funcția I/O DPOAE; mijloc jos: tabelul de praguri; dreapta jos: tabelul de date)

Rețineți că opțiunile *FMDPOAE* și *DPOAE Multicanal* nu influențează configurația ecranului de rezultate.

LITERATURĂ

- Beck DL, Speidel S, Arrue Ramos J, Schmuck C (2016): Otoacoustic Emissions and Pressurized OAEs [Emisiile Otoacustice și OAE sub presiune], Hearing Review [Revista despre Auz] 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 [Estimarea pragului de ton pur de la funcțiile I/O ale emisia otoacustice extrapolate de producere a distorsiunii în urechile normale și urechile cu pierdere cohlear a auzului], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 111, p. 1810-1818.
- Brown AM, Harris FP, Beveridge HA (1996): Two sources of acoustic distortion products from the human cochlea [Două surse de producere a distorsiunii acustice din cohlea umană], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 100, p. 3260-3267.
- Brownell WE, Bader CR, Bertrand D, de Ribaupierre Y (1985): Evoked mechanical responses of isolated cochlear outer hair cells [Răspunsurile mecanice evocate ale celulelor păroase externe izolate cohleare], Science [Știință] 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 [Interferența din două surse ca motiv major pentru eroarea de estimare a pragului auditiv]

bazată pe funcțiile de intrare-ieșire DPOAE la subiecții cu auz normal], Hearing Research [Cercetări privind auzul] 296, p. 67-82.

- Davis H (1983): An active process in cochlear mechanics [Un proces activ în mecanica cohleară], Hearing Research [Cercetări privind auzul] 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 [Funcțiile de intrare/ieșire a emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii în urechile umane cu auz normal și cu deficiențe de auz], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Utilizarea distribuțiilor cumulative pentru a determina valorile critice și nivelurile de încredere pentru măsurătorile clinice de emisii otoacustice de producere a distorsiunii], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Performanța testului de emisii otoacustice de producere a distorsiunii atunci când ambele 2f₁-f₂ și 2f₂-f₁ sunt utilizate pentru a prezice starea auditivă], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Eforturi suplimentare pentru a prezice pragurile de ton pur din funcțiile de intrare/ieșire a emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 113, p. 3275-3284.
- He NJ, Schmiedt RA (1993): Fine structure of the 2f₁-f₂ acoustic distortion product: changes with primary level [Structura fină a produsului de distorsiune acustică 2f₁-f₂: modificări cu nivelul primar]. Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 94, p. 2659-2669.
- He NJ, Schmiedt RA (1996): Effects of aging on the fine structure of the 2f₁-f₂ acoustic distortion product [Efectele îmbătrânirii asupra structurii fine a produsului de distorsiune acustică 2f₁-f₂]. Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Structura fină a produselor de distorsiune acustică 2 f₁-f₂: efectele nivelului primar și rapoartele de frecvență], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Suprimarea emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii (DPOAE) lângă 2f₁-f₂ elimină structura fină a audiogramei DP - Dovezi pentru un generator secundar], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 103, p. 1527-1531.
- Janssen T, Müller J (2008): Otoacoustic emissions as a diagnostic tool in a clinical context [Emisiile ontoacustice ca instrument de diagnosticare într-un context clinic]. în: Manley GA, Fay RR, Popper AN. Springer Handbook of Auditory Research [Manual de cercetare auditivă Springer] (Vol 30). Heidelberg, Germania
- Janssen T, Kummer P, Arnold W (1998): Growth behavior of the 2 f₁-f₂ distortion product otoacoustic emission in tinnitus [Comportamentul de creștere a emisiei otoacustice de producere a distorsiunii 2

f1-f2 în tinitus], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Investigarea efectelor potențiale ale telefoanelor celulare asupra funcției auditive umane prin emisii otoacustice de producere a distorsiunii], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Emisiile otoacustice de producere a distorsiunii pentru estimarea pragului de auz și diferențierea între tulburările urechii medii și cohleare la nou-născuți], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 117, p. 2969-2979.
- Janssen T, Niedermeyer HP, Arnold W (2006) Diagnostics of the cochlear amplifier by means of distortion product otoacoustic emissions [Diagnosticarea amplificatorului cohlear prin intermediul emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii]. ORL: Journal for Otorhinolaryngology and its Related Specialties [ORL: Jurnalul pentru Otorinolaringologie și Specialitățile sale Asociate] 68, p. 334-339.
- Johnsen NJ, Elberling C (1982a): Evoked acoustic emissions from the human ear. I. Equipment and response parameters [Emisiile acustice evocate din urechea umană. I. Echipament și parametri de răspuns], Scandinavian Audiology [Audiologie Scandinavă] 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 [Emisiile acustice evocate din urechea umană. II. Datele normative la adulții tineri și influența posturii], Scandinavian Audiology [Audiologie Scandinavă] 11, p. 69-77.
- Keefe DH, Bulen JC, Arehart, KH, Burns EM (1993): Ear-canal impedance and reflection coefficient in human infants and adults [Impedanța ureche-canal și coeficientul de reflexie la sugari și adulți], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 94, p. 2617-2638.
- Kemp DT, Bray P, Alexander L, Brown AM (1986): Acoustic emission cochleography – practical aspects [Cohleografie de emisii acustice - aspecte practice], Scandinavian Audiology Supplementum [Suplimentul de Audiologie Scandinavă] 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 [Nivelul și comportamentul de creștere al emisiei otoacustice de producere a distorsiunii 2 f1-f2 și relația sa cu sensibilitatea auditivă în auzul normal și pierderea cohleare a auzului], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Separarea optimă a nivelului tonului primar L(1) -L(2) rămâne independentă de frecvența de testare la om], Hearing Research [Cercetări privind auzul] 146, p. 47-56.
- Ludwig A (2012): Frequenzmodulierte DPOAE (Frequency modulated DPOAE / DPOAE modulate după frecvență), Întâlnirea anuală AGERA.
- Ludwig A (2013a): Frequency modulated DPOAE [DPOAE modulate după frecvență], Întâlnirea anuală IERASG.
- Ludwig A (2013b): Mehrkanal-FMDPOAE (Multichannel FMDPOAE / FMDPOAE multicanal), Întâlnirea anuală AGERA.
- Ludwig A (2014a): Finding hearing threshold with Multichannel FMDPOAE [Găsirea pragului de auz cu FMDPOAE multicanal], Întâlnirea anuală AudiologieNow

- Ludwig A (2014b): Method and Apparatus for measuring Distortion Product Otoacoustic Emissions (DPOAE) by means of frequency modulated stimuli [Metodă și aparat pentru măsurarea emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii (DPOAE) prin stimuli modulați prin frecvență], brevet SUA 13/657,158
- Ludwig A (2015): Multi-Stimulus suppression in DPOAE vs. ASSR [Suprimarea stimulului multiplu în DPOAE vs. ASSR], Întâlnirea anuală IERASG
- Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1990): The Clinical Utility of Distortion-Product Otoacoustic Emissions [Utilitatea clinică a emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii], Ear and Hearing [Ureche și Auz] 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 [Funcțiile de intrare/ieșire a emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii (DPOAE) și influența celei de-a doua surse DPOAE], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 f_2/f_1 [Dovezi pentru locul de frecvență de producere a distorsiunii ca sursă de structură fină DPOAE la om. I. Structura fină și DPOAE în ordine superioară ca funcție a raportului de frecvență f_2/f_1], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Dovezi pentru locul de frecvență de producere a distorsiunilor ca sursă de emisii otoacustice de producere a distorsiunii (DPOAE). Structura fină la om. II. Structura fină pentru diferite forme de pierdere cohleară a auzului], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Similitudine în funcțiile de intrare/ieșire a emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii: implicații pentru o ajustare obiectivă a protezei auditive], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Dovezi pentru o schimbare bipolară a emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii în timpul stimulării acustice contralaterale la om], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 118, p. 3747-3756.
- Neely ST, Gorga MP, Dorn PA (2003): Cochlear compression estimates from measurements of distortion-product otoacoustic emissions [Estimări de compresie cohleară din măsurătorile emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii]. Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Răspunsurile membranei bazilare la tonuri la baza cohleei de chinchilla], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Apariția emisiilor otoacustice evocate prin două mecanisme fundamentale diferite: o taxonomie pentru OAE la mamifere], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 105, p. 782-798.

- Smurzynski J, Janssen T (2015): Protocols of DPOAE Measurements Aimed at Reducing Test Time [Protocoloalele măsurărilor DPOAE destinate reducerii timpului de testare], American Auditory Society Scientific and Technology Meeting [Întâlnirea Științifică și Tehnologică a Societății Auditive Americane] 2015-05, Poster #113 DX05
- Smurzynski J (2016): Frequency modulated distortion-product otoacoustic emission (FMDPOAE) tests aimed for improving diagnostic performance [Testele de emisii otoacustice de producere a distorsiunii modulate prin frecvență (FMDPOAE) pentru îmbunătățirea performanțelor de diagnosticare], Conferința Anuală a Congresului Mondial de Audiologie
- 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 [Confirmarea experimentală a modelului de interferență cu două surse pentru structura fină a emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Dovezile pentru două surse discrete de emisii otoacustice de producere a distorsiunii 2f1-f2 la iepure: I. Dependența diferențială de parametri de stimulare], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Dependența emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii la nivelul primar în urechile normale și afectate. I. Efectele scăderii L2 sub L1]. Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Dependența emisiilor otoacustice de producere a distorsiunii asupra nivelurilor primare în urechile normale și afectate. II. Asimetria în spațiul L1, L2], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 97, p. 2359-2377.
- Williams DM, Brown AM (1995) Contralateral and ipsilateral suppression of the 2f1-f2 distortion product in human subjects [Suprimarea contralaterală și ipsilaterală a produsului de distorsiune 2f1-f2 la subiecții umani]. Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 97, p. 1130-1140
- Zebian M, Schirkonyer V, Hensel J, Vollbort S, Fedtke T, Janssen T (2013): Distortion product otoacoustic emissions upon ear canal pressurization [Emisiile otoacustice de producere a distorsiunii la presurizarea canalului urechii], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 133(4), p. 331-337
- Zurek PM, Rabinowitz WM (1993): Method for testing adequacy of human hearing [Metodă pentru testarea adecvării auzului uman], Brevet SUA #5,267,571.

3.2.4 Privire de ansamblu: Potențialele Evocate Auditive

Potențialele Evocate Auditive (AEP) reprezintă un instrument pentru diagnosticarea procesării auditive de-a lungul căii ascendente de la urechea externă până la cortexul auditiv, inclusiv diagnosticul tulburărilor neuronale. AEP sunt generate în cohlee, trec pe nervul cohlear, prin nucleul cohlear, complexul olivar superior, lemniscus lateral, până la coliculul inferior din mezencefal, pe cortexul auditiv. AEP sunt potențiale de tensiune electrice foarte mici legate de evenimente care sunt declanșate de un stimul acustic și care sunt înregistrate ca potențiale de câmp îndepărtate prin intermediul electrozilor din scalp sau ca potențiale de câmp apropiat, de exemplu, cu un electrod aproape de timpan. Potențialele de câmp îndepărtat sunt înregistrate la o anumită distanță de sursa lor, în timp ce potențialele de câmp apropiat sunt înregistrate aproape de sursa lor. Un canal de înregistrare necesită un electrod ca masă și doi electrozi pentru a măsura potențialul dorit.

Înregistrarea AEP este un derivat al electroencefalografiei (EEG). Înregistrările EEG includ diferite tipuri de unde: *delta* (4 Hz, observată la sugari și adulți în timpul somnului cu unde lente), *theta* (4-7 Hz, observată la copii mici și adulți, de exemplu, în timpul relaxării și trezirii), *alpha* (-14 Hz, observată în timpul relaxării și închiderii ochilor), *beta* (15-30 Hz, observată în timpul mișcărilor active și concentrării) și *gamma* (30-100 Hz, observată în timpul mișcărilor și proceselor cognitive).

Înregistrările AEP se abate de la înregistrările EEG standard prin faptul că un semnal de răspuns este mediat în timp cu un stimul acustic. Declanșarea acustică a neuronilor are ca rezultat potențiale electrice foarte scăzute. Amplitudinile mici necesită amplificarea semnalului și anularea semnalelor externe nedorite (de exemplu, prin amplificare diferențială, adică respingerea modului comun (CMR); filtrare). Pentru a minimiza în continuare influența semnalelor externe nedorite, se aplică algoritmi pentru respingerea artefactului. Respingerea artefactului poate fi realizată prin eliminarea tampoanelor de nivel ridicat de zgomot sau prin adăugarea fiecărui tampon în funcție de conținutul său de zgomot. În plus, cu suficientă repetare a unui stimul acustic, media de semnal permite răspunsul AEP să iasă din zgomotul de fond suprapus, adică lansarea spontană neurală și alte interferențe ca artefacte biologice (de exemplu, din cauza clipirilor și mișcărilor oculare, a înghițirii și a altor simptome cardiace, musculare și activității creierului, a se vedea și modele de unde EEG) și artefacte de mediu (de exemplu, datorită radiației electromagnetice de 50/60 Hz, în funcție de frecvența sistemului local de energie electrică). Ideea medierii (calculare a mediei) este că semnalul este constant și, prin urmare, același în fiecare tampon, în timp ce zgomotul este aleator și, prin urmare, se schimbă în fiecare tampon. Adăugarea tuturor tampoanelor mărește semnalul și reduce zgomotul. Teoretic, îmbunătățirea SNR este proporțională cu rădăcina pătrată a numărului de probe care sunt mediate, limitate de proprietățile tehnice (de exemplu, zgomotul de cuantizare). Pe lângă condițiile de mediu, detectarea răspunsului depinde de amplasarea electrodului, de tipul electrodului (electrod de suprafață, electrod cu ac), de ecranarea cablului de electrozi și de aspecte tehnice precum volumul de amplificare și proprietățile filtrului.

AEP pot fi diferențiate în funcție de latența răspunsului, adică intervalul de timp dintre debutul stimulului și răspuns (a se vedea *Figura 42*). Cu creșterea latenței, generatorul neural se mișcă spre mai multe zone centrale.

Răspunsurile latente timpurii (= Audiometria de Reacție Evocată de Trunchi cerebral, BERA) includ potențiale care pot fi înregistrate într-un interval de timp de aproximativ 0 până la 10 ms după debutul stimulului. Sursa fiziologică a acestor potențiale este situată între cohlee, nervul auditiv și diferite regiuni ale trunchiului auditiv (complexul olivar superior, lemniscus lateral și coliculul

inferior). Domeniile tipice de aplicare clinică sunt: screeningul auditiv (la nou-născut), diagnosticul topologic (împreună cu timpanometria și emisiile otoacustice), neuro-monitorizarea și determinarea pragurilor de auz mai ales la copii mici și alți subiecți necooperanți. Următoarele metode de testare sunt utilizate în mod obișnuit pentru aplicații clinice:

Răspunsurile Auditive de Trunchi Cerebral (ABR) sunt înregistrate cu electrozi de suprafață pe scalp. Ciclurile, modulațiile sau izbucnirile de tonuri sunt de obicei folosite. Latența răspunsului depinde de tipul și nivelul stimulului, de condițiile tehnice (de exemplu, tipul traductorului) și de vârsta și starea auzului subiectului. Potențialele înregistrate conțin cinci până la șapte unde aproximativ asociate cu locațiile specifice de-a lungul căii auditive. ABR nu sunt afectate de somn. Pentru mai multe informații despre ABR, consultați secțiunea [3.2.5: Răspunsurile Auditive de Trunchi Cerebral \(ABR\)](#).

Răspunsurile Auditive la Starea de Echilibru (ASSR) sunt înregistrate cu electrozi de suprafață pe scalp. Ca stimul, un semnal modulat prin amplitudine izbucnire, modulație) este utilizat de obicei. Rata de repetiție a stimulului (de exemplu, 40 Hz, 80 Hz) este selectată astfel încât răspunsurile tranzitorii să se suprapună în trunchiul cerebral, dând astfel un răspuns în starea de echilibru. Se constată un răspuns conform proprietăților statistice, astfel încât examinatorul să nu solicite nici o analiză vizuală. În funcție de rata de repetare, ASSR pot fi afectate de somn (40 Hz) sau nu (80 Hz). Pentru mai multe informații despre ASSR, consultați secțiunea [3.2.6: Răspunsurile Auditive la Starea de Echilibru \(ASSR\)](#).

Electrocochleografia (ECochG) este o procedură în care activitatea neuronală este înregistrată prin plasarea unui electrod aproape de câmp în canalul urechii aproape de timpan (înregistrarea extratimpanică) sau cu un electrod care perforază timpanul pentru a se lăsa pe promontoriul cohlear (înregistrarea transtimpanică). Latența răspunsului este de aproximativ 1 până la 3 ms. Pentru mai multe informații despre modulul ECochG (modul în pregătire), consultați secțiunea [3.2.7: Electrocochleografia \(ECochG\)](#).

Răspunsurile latenței medii (MLR) sunt potențiale care pot fi înregistrate din scalp într-un interval de timp de aproximativ 10 până la 50 ms după debutul stimulului. Sursa fiziologică a acestor potențiale este localizată la talamus și la cortexul auditiv primar. Semnalul este alcătuit din maxime multiple cu polaritate pozitivă (P) și negativă (N) numite P0, Na, Pa, Nb și P1. Răspunsurile latente întârziate (= Audiometrie de Răspuns Evocat Cortical, CERA) sunt potențiale care pot fi înregistrate într-un interval de timp care depășește 50 ms după debutul stimulului. Sursa fiziologică a acestor potențiale este cortexul auditiv. Semnalul este de obicei mult mai mare decât pentru răspunsurile latente timpurii și medii și cuprinde undele P1, N1, P2 și N2. Răspunsurile de latență mijlocie și întârziate sunt foarte sensibile la vigilența și atenția subiectului.

Alte metode AEP includ negativitatea nepotrivirii (MMN), care este o procedură care detectează potențialele provocate de modificările acustice regulate (de exemplu, la nivel sau frecvență) evocate de o secvență de sunete identice care este ocazional întreruptă de un sunet diferit. Procedurile MMN pot fi independente de prelucrarea cognitivă sau nu, adică subiectul trebuie să asiste la diferența de stimulare (de exemplu, P300). Pentru diferențe de stimuli mai complexe, de exemplu, incongruențele semantice în probele de vorbire, sunt necesare abilități de prelucrare a limbajului subiectului (de exemplu, N400).

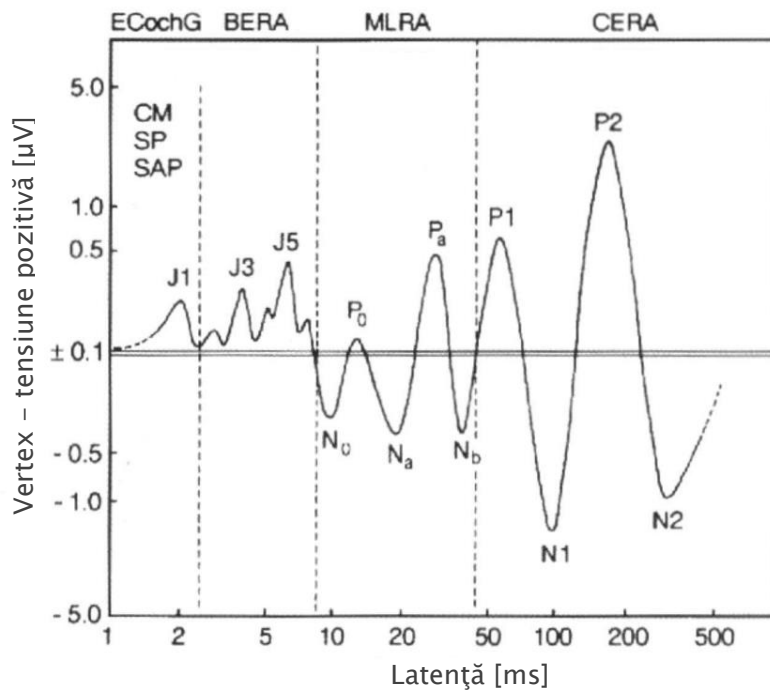


Figura 42: Privire de ansamblu asupra undelor AEP de latență scurtă, mijlocie și tardivă

UTILIZARE PRACTICĂ

În general, se recomandă verificarea regulată a funcționalității cablului electrodului. Cablul electrodului poate fi testat prin atașarea tuturor cleștilor de electrozi la dispozitivul de testare a electrozilor sau orice șurub metalic de conducție disponibil. La pornirea unui test AEP (de exemplu, ABR sau ASSR), impedanța trebuie să fie de 0 kΩ atât pentru electrodul roșu, cât și pentru cel alb.

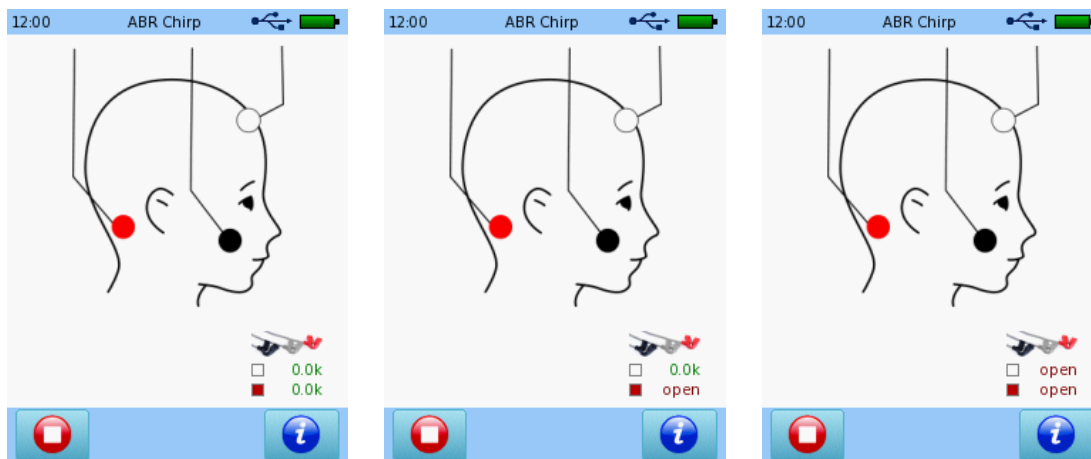


Figura 43: Verificați cablul electrodului AEP cu dispozitivul de testare al electrodului (stânga: toate clemele conectate; mijloc: clema roșie eliminată; dreapta: clema neagră eliminată sau clema roșie și albă eliminate)

Atunci când se detașează fie clema roșie sau albă din dispozitivul de testare a electrozilor, impedanța respectivului electrod roșu sau alb se schimbă în deschisă, adică nu există o legătură conductivă între electrodul roșu sau alb, respectiv, față de electrodul negru. Când se detașează clema electrodului negru, ambele impedanțe sunt deschise. Dacă există vreo abatere de la acest comportament sau

dacă suspectați orice disfuncție, încercați din nou cu un alt cablu de electrod și/sau contactați distribuitorul.

LITERATURĂ

- American Speech-Language-Hearing Association [Asociația Americană Vorbire-Limbă-Auz] (1987): Short latency auditory evoked potentials [Potențiale evocate auditiv cu latență scurtă], online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.
- Kraus N, Nicol T (2009): Auditory evoked potentials [Potențiale evocate auditiv], în: Encyclopedia of Neuroscience [Enciclopedia de Neuroștiințe] (editori: Binder MD, Hirokawa N, Windhorst U), Springer, p. 214-218.

3.2.5 Răspunsurile Auditive de Trunchi Cerebral (ABR)

Răspunsurile Auditive de Trunchi Cerebral (ABR) înregistrate de la electrozi plasați pe scalp reprezintă potențialele câmpului îndepărtat generat de tracturile de fibre și nucleele căii auditive ascendente dintre cohlee și trunchiul cerebral. Epoca de latență ABR constă din până la șapte vârfuri proeminente ale undelor care apar de obicei în primele 10 ms (Jewett și Williston, 1971). În mod obișnuit, ABR sunt provocate de stimuli tranzitorii (clic, modulație, izbucnire de ton). ABR reprezintă suma activității neuronale sincronizate a căii auditive ascendente. Undele sunt denumite în mod obișnuit Jewett/unda I-VII. În diagnosticul clinic se analizează în principal undele I, III și V. Unda I și II provin din nervul auditiv, unda III din nucleul cohlear, undele IV și V de la lemniscus lateral și coliculus inferior (trunchiul cerebral inferior) și undele VI și VII din regiunile sub-corticale. Datorită faptului că viteza unei mișcătoare care merge spre cohlee este cea mai mare în regiunea bazală, ABR evocate la clic reflectă în principal activitatea regiunilor cohleare bazale (întă frecvență). Acest lucru este valabil și pentru izbucnirea tonurilor de frecvență joasă și pentru modulații când se aplică niveluri ridicate de stimulare. Proprietățile tipice sunt amplitudinea și latența undelor. Amplitudinile undelor reprezintă diferența de amplitudine dintre un vârf pozitiv și un vârf negativ următor care în mod obișnuit este mai mic de 2 μV (Picton și colab., 1981). Latențele de undă absolută reprezintă timpul de la debutul stimulului până la apariția vârfului de undă. Latențele inter-vârf (IPL) descriu timpul dintre vârfurile undelor. Unda V are cel mai înalt vârf, una I are cea mai mică amplitudine. Amplitudinile scad, de asemenea, cu scăderea nivelului de stimulare. Latențele de undă sunt mai scurte la niveluri de stimulare mai înalte datorită unei răspândiri în creștere a excitației bazale (Folsom, 1984). ABR sunt foarte independente de vigilența subiectului (adică, de somn, atenție) (Picton și Hillyard, 1974) și pot fi, prin urmare, efectuate în timpul sedării sau anesteziei.

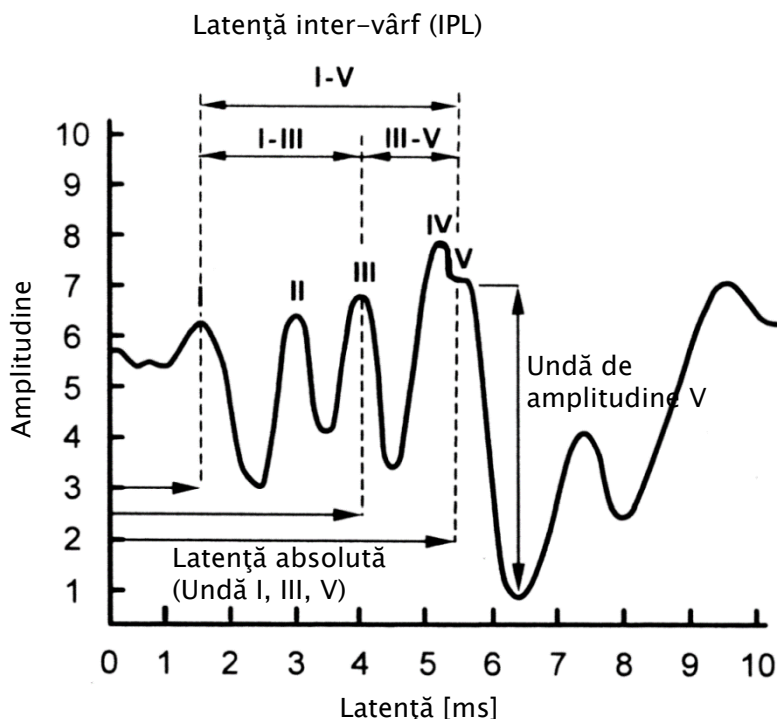


Figura 44: Prezentare generală a undelor ABR

În mod obișnuit, ABR sunt provocate prin stimularea organului auditiv prin conductanța aeriană (AC) utilizând căști de radio, căști de inserare sau difuzoare. Cu toate acestea, ABR pot fi de asemenea provocate prin stimularea cohleei direct prin ocolirea urechii medii prin conductanța osoasă (BC). În

acest caz, un conducător osos este plasat pe mastoid (sau pe frunte) pentru stimularea celulelor senzoriale din cohlee. O pierdere de auz cauzată de patologile urechii medii (efuziunea urechii medii, disfuncția tubului Eustachian, otoscleroza) poate fi detectată, în special la copiii cu audiograme comportamentale cu ton pur îndoielnice (Mauldin și Jerger, 1979). Pierderea conductivă și cohleară a auzului prezintă diferite modele de amplitudine și latență a undelor. În special, latența și pragul undelor V sunt utilizate pentru diagnosticarea audiologică la copii sau persoanele cu handicap care nu sunt capabile să raporteze în mod fiabil cu privire la dizabilitatea lor auditivă. IPL dintre unda I și V reprezintă timpul de transmisie neurală între cohlee și trunchiul cerebral inferior. IPL este, prin urmare, utilizat pentru evaluarea patologiilor retro-cohleare dintre cohlee și trunchiul cerebral inferior.

ABR poate fi provocată cu mai mulți stimuli, de exemplu, clicuri, modulații sau izbucniri de ton. Stimulii în bandă largă, cum ar fi clicurile și modulațiile în bandă largă, sunt stimuli temporali care duc la descărcări sincrone neuronale și potențiale robuste. Aceștia sunt folosiți pentru a stimula cât mai multe celule senzoriale de-a lungul cohleei pentru a obține cea mai mare activitate neuronală asupra fibrelor nervoase. Cu toate acestea, specificitatea temporală a stimulului se realizează în detrimentul specificității de frecvență. Dimpotrivă, stimulii în bandă îngustă, în funcție de frecvența modulației sau de izbucnirea de ton, cuprind componente cu frecvență limitată. Celulele senzoriale sunt stimulate la locul din cohlea corespunzător componentelor frecvenței stimulului. Datorită timpului de deplasare de-a lungul membranei bazilare latența variază, adică crește cu o frecvență descrescătoare. În mod obișnuit, cu o frecvență descrescătoare, amplitudinea scade, iar forma de undă devine mai puțin definită. Cu un nivel de stimulare crescut, specificitatea frecvenței scade din cauza unei răspândiri crescânde a excitației.

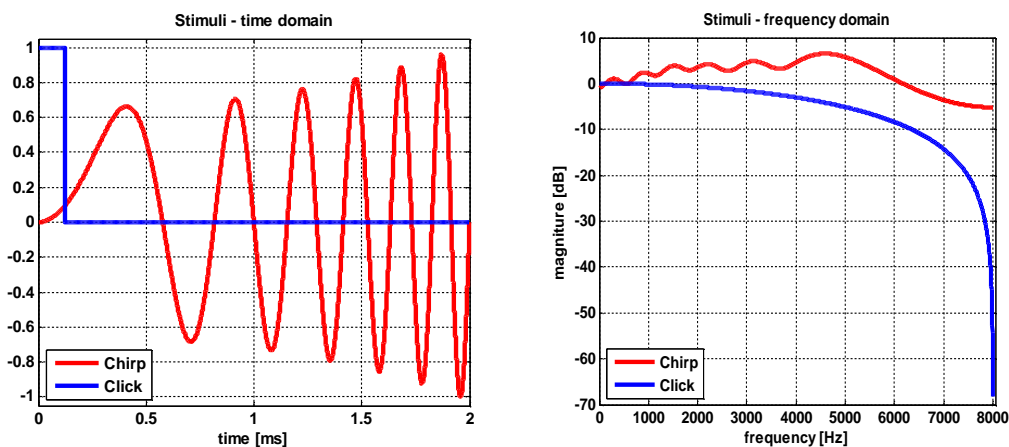


Figura 45: Stimuli ABR: clic și modulație (stânga: domeniul de timp; dreapta: domeniul de frecvență)

Un **clic** (a se vedea Figura 45 – curbe albastre) este un sunet obținut prin aplicarea unui impuls de curent continuu. Debutul său brusc și scurta durată conduc la o sincronizare ridicată a activității neuronale. Cu toate acestea, căștile modifică spectrul unui impuls de curent continuu. Sistemul auditiv însuși filtrează stimulul. Astfel, limitele de frecvență sunt întotdeauna impuse asupra potențialelor evocate de clicuri (Durrant, 1983). O **modulație** (a se vedea Figura 45 – curbe roșii) este un semnal sinusoidal modulată în frecvență, cu frecvențe joase la început și frecvențe înalte la sfârșitul stimulului sau invers. Datorită modulației de frecvență, timpul de deplasare specific locului pe membrana bazilară poate fi compensat, rezultând o creștere a sincronizării potențialelor de acțiune și astfel cu amplitudinile ABR mai mari (Dau și colab., 2000, Elberling și colab., 2007). Avantajul unui

stimul modulație asupra stimulului clic utilizat în mod obișnuit este că acesta generează o sincronizare mai mare a potențialelor de acțiune asupra fibrelor nervoase, ceea ce este valabil mai ales la nivelurile de stimulare aproape de prag. Modulațiile pot conține componente de frecvență care acoperă o gamă majoră a membranei bazilare (modulația în bandă largă) sau doar un domeniu destul de limitat (modulația în bandă îngustă). Acestea pot include modulația scăzută (de exemplu, 100 până la 850 Hz), modulația medie (de exemplu, 850 Hz până la 3 kHz) și modulația înaltă (3 până la 10 kHz). O **izbucnire de ton** este un impuls de stimulare sinusoidală scurtă (aproximativ 50 până la 200 μ s), caracterizat prin frecvența purtătoare, durata platoului, timpul de creștere și scădere și funcția de suprapunere de fereastră, care permit atenuarea și estomparea stimulului. Suprapunerea ferestrei stimulului are ca rezultat componente suplimentare de frecvență pe lângă frecvența purtătoare.

Este important de observat că, datorită maturizării căii neuronale, latențele absolute și IPL variază în primul an de viață (Starr și colab., 1977). Latențele la adulți sunt atinse pentru unda I la aproximativ 6 până la 24 de săptămâni și pentru unda V la aproximativ 18 luni. IPL I-V scade în primele 18 luni de viață. Pentru sugarii prematuri, latențele tuturor componentelor sunt în mod obișnuit prelungite comparativ cu sugarii născuți la termen. Influența vârstei asupra ABR la vârstnici este o chestiune de controversă. În timp ce unii autori au raportat o schimbare în IPL, alții susțin că nu există o întârziere în timpul transmisiei neuronale odată cu îmbătrânirea. De asemenea, nu s-a observat o corelație semnificativă între scorul testelor de discriminare a vorbirii și IPL.

Deoarece sincronizarea activității neuronale este scăzută în regiunile mai apicale ale cohleei datorită scăderii vitezei de undă mișcătoare (Mrowinski, 2009), sensibilitatea ABR este destul de scăzută la frecvențe sub 1000 Hz. ABR cu un stimulent în bandă largă (clic, modulație în bandă largă) nu permit evaluarea directă a frecvenței specifice a pierderii auzului și prezintă modele aproape normale la pacienții cu pierdere redusă până la medie a frecvenței auzului. Un prag ABR este detectat la nivelurile de stimulare corespunzătoare pierderii auzului la frecvențe medii și înalte. Specificitatea frecvenței este, în general, îmbunătățită atunci când se utilizează ABR cu stimuli în bandă îngustă (modulație în bandă îngustă, izbucnire de ton). Cu toate acestea, stimularea cu frecvență joasă la nivele ridicate de stimulare stimulează, de asemenea, celulele senzoriale bazale. Astfel, evaluarea funcționalității cu frecvență redusă este posibilă numai la niveluri scăzute de stimulare. Zgomotul de mascare ipsilateral poate fi folosit pentru a reduce contribuțiile de răspuns de la regiunile cohlee de frecvență de la medie la înaltă. Pentru obținerea unor informații mai specifice privind frecvența, ar trebui utilizate DPOAE (la o pierdere a auzului de până la 50 dB HL) sau ASSR.

La pacienții cu pierderea auzului, unda I poate lipsi. La acești pacienți, determinarea IPL nu este posibilă și, prin urmare, tulburările neuronale nu pot fi evaluate în mod fiabil. Poziționarea corectă a electrozilor este crucială pentru obținerea modelelor optime ABR. Datorită faptului că câmpurile electromagnetice au impact asupra ABR, condițiile adecvate de măsurare sunt esențiale. Există condiții adecvate de măsurare dacă ABR sunt măsurabile până la 10 dB nHL la un subiect tânăr cu auz normal.

Aplicațiile clinice ale ABR sunt diagnosticarea topologică, adică evaluarea procesării sunetului periferic și central pe calea auditivă până la nivelul trunchiului cerebral inferior, identificarea tulburărilor neuronale pe calea auditivă (nervul vestibulocohlear și leziunile trunchiului cerebral inferior: de exemplu, neuromus acustic, tulburări neuronale); determinarea nespecifică de frecvență a pierderii auzului în regiunea de frecvență medie atunci când se utilizează stimuli în bandă largă

(Gorga și colab., 1985) și determinarea aproximativă a pierderii auzului în diferite regiuni de frecvență atunci când se utilizează stimuli specifici frecvenței. În ciuda specificității scăzute a frecvenței, ABR poate oferi un instrument pentru montarea protezelor auditive la copii.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați *ABR* din ecranul de selecție a modulelor. Dacă mai mult de un test AEP este licențiat, *ABR* poate fi găsit în secțiunea *AEP*. Selectați presetarea pe care doriți să o efectuați. Dacă este necesar, modificați parametrii (de exemplu, tipul stimulului, polaritatea stimulului, zgomotul de mascare contralateral, nivelul stimulului, rata stimulului, numărul de medii, criteriul de oprire a zgomotului, spectrul de împrăștiere, demarare automată, oprire automată, grupa de vârstă pentru zonele de latență normativă) și numele prestat după cum este necesar.

Diferitele opțiuni de parametri și posibilele aplicații sunt explicate în cele ce urmează:

Tipul de stimul:

- Clic pe ratele de stimulare scăzute (≤ 20 Hz) evocă undele clare I, III și V și pot fi folosite pentru a obține informații despre amplitudine și latență. Utilizați clic pentru probleme neurologice, unde este necesară evaluarea latenței inter-vârf. Din cauza frecvenței slabe, pragurilor specificitate pot fi evaluate doar calitativ. Pentru screeningul auditiv, măsurătorile click-ABR sunt efectuate utilizând un nivel de screening fix (de exemplu, 35 dB nHL).
- Modulația evocă amplitudini de răspuns mai mari decât clic pentru undele III și V. În schimb, unda I este de obicei greu de identificat. Utilizați modulațiile pentru determinarea pragului de auz, deoarece se evaluează numai unda V.
- Modulațiile în bandă îngustă (joase, medii, înalte) oferă informații despre latență și sunt mai frecvente decât stimulii în bandă largă (clic, modulație în bandă largă). Prin urmare, ele pot fi utilizate pentru o determinare a pragului de auz mai specifică frecvenței. Cu toate acestea, amplitudinea răspunsului este de obicei mai mică decât pentru stimulii în bandă largă, astfel încât răspunsul este mai greu de detectat în domeniul temporal. Rețineți că pentru zgomotul de mascare ipsilateral de joasă și medie modulație este prezentat zgomotul de mascare ipsilateral pentru a reduce contribuțiile de răspuns din mai multe regiuni cohleare bazale.
- Izbucnirile de tonuri sunt mai specifice pentru frecvențe decât modulațiile în bandă îngustă, dar produc amplitudini mai mici (în special la nivele mai joase).

Polaritatea stimulului:

- Polaritatea alternantă ajută la reducerea artefactului de stimulare generat de traductorul însuși (recomandat în special pentru măsurătorile conductanței osoase). Polaritatea alternantă oferă un vârf de undă V mai larg, rotunjit.
- Rarefacția și condensarea oferă un răspuns mai înalt și pot genera amplitudine mai mare pentru unda I. Diferența de latență dintre condensare și rarefacție este aproape identică la adulții cu auz normal. Cu toate acestea, răspunsurile la clicurile de condensare și rarefacție pot diferi considerabil la pacienții cu pierdere cohleară a auzului.

Modul rată:

Dacă este activat, testul poate fi efectuat pentru un nivel de stimulare fix la rate multiple de stimulare.

Zgomotul de mascare:

Se recomandă mascarea contralaterală dacă există o asimetrie semnificativă în pierderea auzului între urechi, adică pentru diferențe de aproximativ 30 până la 40 dB (căști de radio) sau de 50 până la 60 dB (căști de inserare). Dacă se folosește un conductor osos, este esențială aplicarea zgomotului contralateral.

Nivelul stimulului:

Rarefația și condensarea oferă un răspuns mai înalt și pot fi pre-configurate până la opt niveluri de stimulare (inclusiv repetări). Nivelurile de stimulare sunt date în dB nHL, adică în raport cu pragul auditiv al unui colectiv de subiecți cu auz normal, care este definit ca 0 dB nHL. Un nivel de stimulare poate fi repetat de până la trei ori. Un stimul mut este disponibil pentru măsurători comparative. Măsurătorile încep de la cel mai înalt nivel. Abaterea standard a latenței este în mod obișnuit mai mică, iar amplitudinea undelor este mai ridicată la niveluri mai mari de stimulare. La niveluri de stimulare mai mici, unda I (la aproximativ 60 dB nHL) și unda III (la aproximativ 30 dB nHL) dispar. În modul rată se poate seta doar un nivel de stimulare.

Rata de stimulare:

Cu cât rata de stimulare este mai mare, cu atât este mai mică amplitudinea răspunsului (în special pentru I și IV și pentru nivelurile ridicate) și cu cât este mai mare latența. Schimbarea latenței datorată ratei de stimulare este compensată pe dispozitiv și, prin urmare, nu este vizibilă în graficul rezultat. Ratele superioare îmbunătățesc eficiența colectării datelor prin reducerea timpului de măsurare la un număr fix de medii, dar pun în pericol identificarea răspunsului, în special în unele cazuri patologice. Undele I și III pot să dispară la rate de stimulare de peste 50 Hz. Dacă se intenționează evaluarea tuturor undelor (de exemplu, pentru diagnosticarea neurologică), ar trebui utilizate rate scăzute de stimulare. Pentru determinarea pragului ABR pot fi utilizate și rate mai mari de stimulare. 50 și 60 Hz nu sunt rate de stimulare disponibile, deoarece acestea sunt frecvențe tipice ale sistemului de alimentare electrică. Prin apăsarea casetei ratei de stimulare, se poate introduce o rată de stimulare definită de utilizator. Intervalul de inter-stimulare rezultat este afișat pe ecranul de *setări*. În modul de rată, pot fi selectate până la opt rate de stimulare (inclusiv repetări).

Numărul de medii:

În condiții de măsurare fixe, cu un număr tot mai mare de medii, nivelul minim de zgomot scade (numărul de medii crescut cu factorul patru reduce zgomotul la jumătate), dar timpul de măsurare crește. Timpul per traseu și timpul total de măsurare sunt afișate pe ecranul de *setări*.

Spectrul împrăștiat:

Dacă este activată, rata de stimulare este ușor variată pentru a reduce influența interferențelor electrice sincronizate cu rata de stimulare. De asemenea, este cunoscut faptul că amplitudinea ABR scade la o rată constantă de stimulare datorată adaptării. Activarea acestei opțiuni este întotdeauna recomandată. Rețineți că opțiunea *Spectru împrăștiat* este întotdeauna activă pentru rate de stimulare peste 70 Hz și în timpul stimulării binaurale pentru decuplarea răspunsurilor de la cele două canale.

Detectarea automată a undelor V:

Dacă este activată, apariția unei unde V valide statistic este detectată automat.

Amplitudinea minimă a undei V:

Dacă este activată *Detectia automată a undei V*, poate fi selectată amplitudinea minimă a undei V, care trebuie să fie disponibilă pentru a marca o undă V recunoscută ca valabilă.

Pornirea automată:

Dacă este activată, înregistrarea unui traseu este oprită imediat ce o undă V validă statistic este detectată pentru traseul dat. Testul continuă apoi cu înregistrarea următorului traseu. Rețineți că această opțiune este disponibilă numai dacă este activată opțiunea de *detectare automată a undei V*.

Oprirea automată:

Dacă este activată, testul se oprește dacă pentru două trasee consecutive nu s-a detectat nici o undă V valabilă statistic. Rețineți că această opțiune este disponibilă numai dacă este activată opțiunea de *detectare automată a undei V*.

Criteriul de oprire a zgomotului:

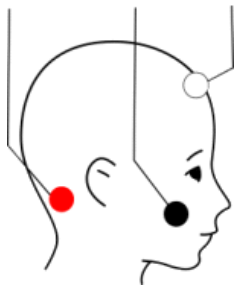
Dacă este activat (adică criteriul de oprire a zgomotului >0 nV), înregistrarea unui traseu este oprită imediat ce zgomotul rezidual scade sub pragul de zgomot definit și nu se detectează nici un răspuns. Prin urmare, dacă este activată, această opțiune accelerează înregistrarea în cazul în care nu există răspuns.

Grupa de vârstă (pentru latențe normative):

Selectați grupa de vârstă adecvată corespunzătoare vârstei subiectului testat.

Înainte de începerea testului, subiectul trebuie instruit cu privire la procedura de testare. Pentru a reduce artefactele musculare, subiectul trebuie să fie calm și complet relaxat întinzându-se confortabil pe un fotoliu rabatabil sau pe un pat. De asemenea, se recomandă ca subiecții să-și țină ochii închiși în timpul măsurătorii pentru reducerea artefactelor, de exemplu, din cauza clipirii ochilor. Pentru copii, încercați să testați subiectul în timpul somnului. Pentru a reduce artefactele de mediu, efectuați măsurarea într-o încăpere cu radiații electromagnetice scăzute, adică într-o cabină metalică ecranată electric sau în orice altă încăpere fără dispozitive electrice pornite (de exemplu, computer, lumină, telefon, mobil, transformator de putere) aflate în apropiere de echipamentul de măsurare. Se recomandă o cabină protejată acustic sau o cameră liniștită dacă se aplică ABR pentru determinarea pragului la niveluri scăzute ale presiunii acustice.

Asigurați-vă că sunt conectate un traductor valid (de exemplu, căști de radio, căști de inserare, sonde de ureche, conductor osoasă) și un cablu de electrod. Asigurați-vă că pielea este curată în pozițiile intenționate de aplicare a electrozilor. Dacă este cazul, curățați temeinic pielea (de exemplu, utilizând gel pentru pregătirea pielii) pentru a îndepărta murdăria, uleiul și pielea moartă superficială. Selectați electrozii potriviți și atașați-i pe pielea pacientului. Un gel electrolitic poate fi pus pe contactul electrodului pentru a îmbunătăți conductivitatea stratului de piele, ceea ce mărește efectiv suprafața electrodului. Atașați clemele de electrod ale cablului de electrod la electrodul corect. Electrocul alb și roșu sunt electrozii de înregistrare, electrocul negru este electrocul de împământare. Nu așezați electrocul de împământare în apropierea inimii pentru a evita apariția undelor electrocardiografice (ECG). Există mai multe posibilități de plasare a electrozilor. Poziția electrozilor afectează morfologia și latența formei de undă. Poziția optimă a electrodului pentru obținerea amplitudinii maxime a undei este vertexul (electrodul alb) și mastoidul ipsilateral (electrodul roșu) așa cum se arată în *Figura 46* (montaj vertical).



Electrod alb:

- Vertex sau partea superioară a frunții

Electrod roșu:

- mastoid ipsilateral (pentru înregistrarea monoaurală)
- Suprafața gâtului (pentru înregistrarea binaurală secvențial sau concomitent, pentru înregistrarea conductanței osoase dacă conductorul osos este plasat pe mastoid)

Electrod negru (împământare):

- De exemplu, obrazul

Figura 46: Poziționarea electrodului ABR cu montaj vertical

Ca alternativă la poziția vertexului, poziția superioară a frunții este posibilă pentru electrodul alb. Cu toate acestea, în acest caz, amplitudinea ABR scade ușor. În ciuda acestui fapt, fruntea este preferată în practică, în special la pacienții la care plasarea electrodului pe vertex este incomodă din cauza părului. Amplitudinea undei I poate fi mai mare într-un montaj orizontală (electrodul alb: mastoid ipsilateral, electrodul roșu: mastoid contralateral) decât în montajul vertical standard.

Selectați urechea de testare (*dreapta + stânga*: măsurarea simultană a urechii drepte și a celei stângi - vă rugăm să rețineți că în acest caz este recomandat montajul electrodului simetric și că nu este disponibil un zgomot de mascare contralateral). Se începe măsurarea impedanței electrodului (a se vedea Figura 47). Impedanța electrodului depinde de materialul electrodului și de suprafața la care acesta se conectează. Impedanța este prezentată pentru electrodul roșu și alb, respectiv, față de electrodul negru ①. Testul ABR poate fi pornit prin apăsarea butonului *redare* ② dacă impedanțele sunt sub 6 kΩ iar diferența dintre impedanța roșie și albă a electrodului este sub 3 kΩ. Dacă nu apăsați butonul *redare* pentru un timp, apare un mesaj pentru a vă reaminti să începeți măsurarea apăsând butonul *redare*. Este posibil să se configureze o pornire automată a testului ABR după ce sunt disponibile impedanțe adecvate în *Preferințele AEP*. Măsurarea este apoi pornită automat dacă impedanțele sunt sub 4 kΩ iar diferența de impedanță este sub 2 kΩ. Cu toate acestea, în unele cazuri, aceste impedanțe nu pot fi obținute (de exemplu, la copii mici, curățarea pielii poate să nu fie posibilă deoarece copilul se trezește atunci când pielea este frecată) și se efectuează un test ABR în ciuda condițiilor de testare care nu sunt ideale. Pentru aceste cazuri, apare un buton *înainte* ③ în cazul în care impedanțele sunt sub 12 kΩ, iar diferența de impedanță este sub 6 kΩ. Dacă impedanțele sunt mai slabe, nu este posibilă efectuarea testului ABR. Vă rugăm să rețineți că la nou-născuți impedanța poate fi mai mare datorită sensibilității pielii. Dacă impedanțele sunt prea mari, verificați cablul electrodului (a se vedea *Utilizare Practică* în secțiunea 3.2.4: *Privire de ansamblu: Potențialele Evocate Auditiv*) și curățați pielea, utilizați gel conductiv și așteptați câteva minute până când gelul se infiltrează în piele.



Figura 47: Măsurarea impedanței ABR (stânga: impedanțe bune cu buton redare; mijloc: impedanțe bune cu butonul redare și memento pentru începerea testului prin apăsarea butonului redare; dreapta: impedanțe slabe cu buton înainte)

Atunci când efectuați un test ABR cu o sondă de ureche, informațiile despre calibrarea sondei de ureche ① și măsurarea impedanței ② sunt afișate pe ecran (a se vedea Figura 48). Puteți configura modul de vizualizare a calibrării sondei de ureche în *Preferințe AEP* la modul *Simplu* sau *Expert*. Dacă rezultatele măsurării impedanței sau calibrării sondei de ureche nu sunt pe deplin valide, poate să apară un buton *înainte* pentru a trece la testul ABR. Pentru informații suplimentare despre calibrarea sondei de ureche, criteriile de salt și diferențele în modul de vizualizare a calibrării, consultați *Utilizare Practică* în secțiunea 3.2.2: *Emisiile otoacustice Evocate Tranzitorii (TEOAE)*.

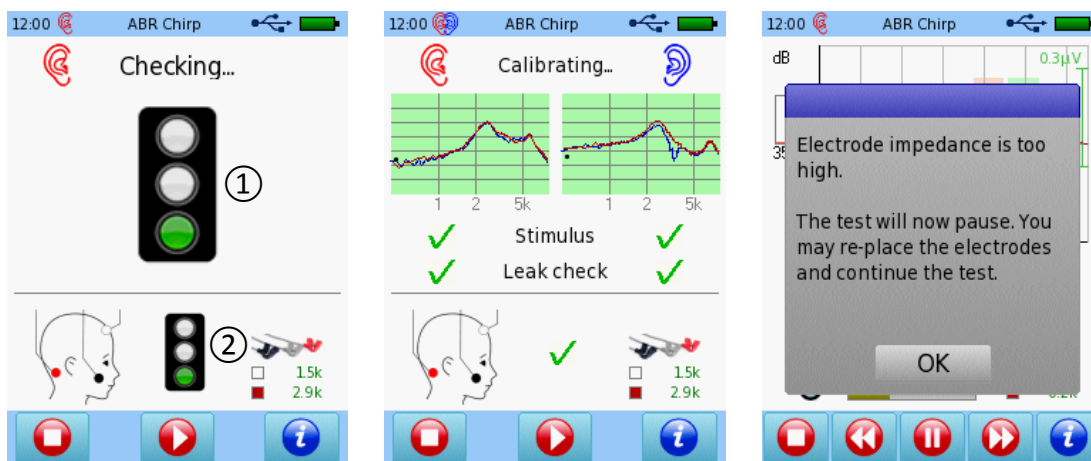


Figura 48: Măsurarea impedanței ABR și calibrarea sondei de ureche (stânga: impedanțe bune și potrivirea sondei de ureche (modul simplu); mijloc: impedanțe bune și potrivirea sondei de ureche (testul binaural, modul expert; dreapta: impedanță nefavorabilă în timpul măsurării)

După măsurarea cu succes a impedanței electrodului, puteți începe testul apăsând butonul *redare* (sau *înainte*). Stimulul ABR este prezentat prin traductor și răspunsul este detectat prin intermediul cablului de electrod. În timpul măsurării, impedanța electrodului este monitorizată. În cazul în care impedanțele devin prea mari (de exemplu, un electrod a căzut), testul este întrerupt automat (a se vedea Figura 48). Testul poate fi continuat numai dacă impedanțele electrodului revin la valorile tolerabile.

În timpul măsurătorii ABR, următoarele informații sunt furnizate pe ecran (a se vedea Figura 49):

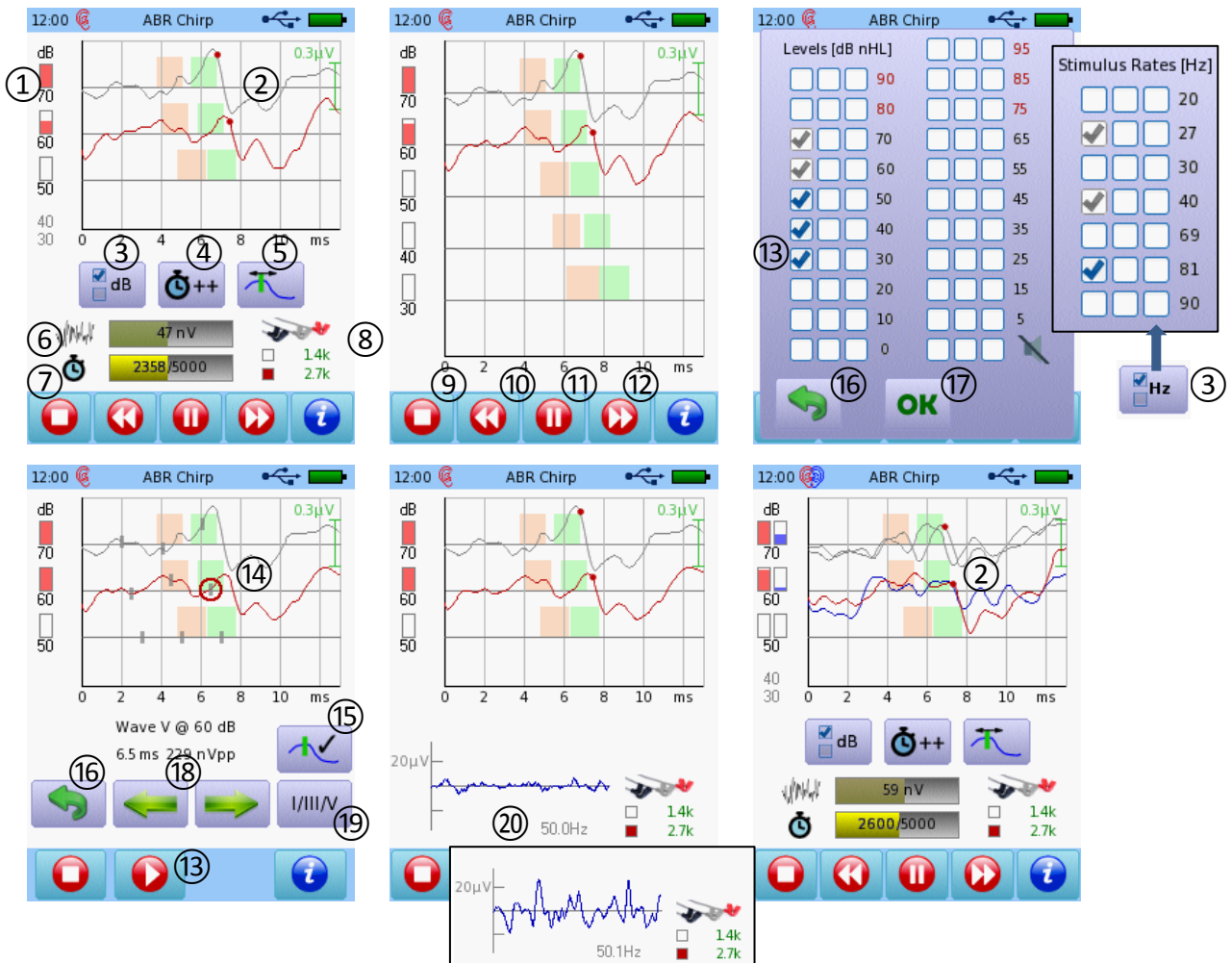


Figura 49: Măsurarea ABR (stânga sus: ecranul de măsurare standard, mijloc sus: ecranul de măsurare extins; dreapta sus: selectarea nivelului (pentru modul rată: selectarea ratei de stimulare); stânga jos: setarea marcatorului Jewett; mijloc jos: ecranul de măsurare cu grafic de zgomot EEG pentru condiții de zgomot joase și înalte; dreapta jos: ecran de măsurare standard pentru măsurarea binaurală)

Traseele ABR sunt afișate pentru fiecare nivel de stimulare selectat (pentru modul rată: pentru fiecare rată de stimulare selectată). În ecranul de măsurare standard, sunt afișate simultan maxim trei trasee. Traseul testat în prezent este afișat în roșu (urechea dreaptă) și/sau albastru (urechea stângă) ②. Traseele deja terminate sunt goale. Datele normative pentru unda III (zona roșie) și V (zona verde) sunt afișate dacă sunt configurate în setări. Atunci când apăsați zona grafică este afișată o vizualizare extinsă a până la opt trasee. Apăsând din nou graficul, veți reveni la ecranul de măsurare standard cu trei trasee. Prin glisarea orizontală a unui deget peste axa temporală a zonei graficelor traseelor ABR, scala de amplitudine poate fi adaptată. Prin glisarea unui deget pe verticală pe zona graficului, scala de amplitudine poate fi adaptată. Dacă detecția automată a undelor V este activată, indicatorul de stare a undei V ① reflectă probabilitatea calculată statistic ca o undă V să fie prezentă în semnalul înregistrat. Pentru măsurătorile binaurale, bara roșie se referă la urechea dreaptă, bara albastră la urechea stângă. Dacă se detectează o undă V semnificativă statistic, un punct roșu sau albastru este afișat pe traseu pentru urechea dreaptă sau cea stângă. Rețineți că indicatorul de stare a undei V reprezintă doar detectabilitatea statistică a unui semnal de undă V și nu ia în considerare amplitudinea sau latența normală.

În timpul măsurării ABR, selectarea nivelului preconfigurat poate fi adaptată prin apăsarea butonului *setarea nivelului* ③ (pentru modul rată, ratele de stimulare preconfigurate pot fi adaptate în schimb). Se deschide o matrice de nivel și se afișează nivelurile selectate. Nivelurile deja testate sunt gri. Ecranul de configurare a nivelului poate fi părăsit cu butonul *înapoi* ⑯ (fără salvarea modificărilor) sau cu butonul *OK* ⑰ (salvarea modificărilor). De asemenea, numărul de medii preconfigurate poate fi mărit cu 1000 pentru traseul curent prin apăsarea butonului *medii de creștere* ④. Marcajele Jewett pot fi setate pentru traseul activ curent prin apăsarea butonului *mod marcator Jewett* ⑤. Inițial toți marcatorii sunt afișați gri. Marcatorul activ este afișat cu un cerc ⑭. Marcatorul activ poate fi mutat prin apăsarea butoanelor *săgeată dreapta/stânga* ⑱ și poate fi setat prin apăsarea butonului *marcator setare* ⑮. Marcatorul este apoi afișat în culoarea roșu sau albastru (pentru urechea dreaptă sau respectiv cea stângă). Atunci când mutați marcatorul, acesta devine din nou gri. Puteți alege care marcator Jewett (V, III și I) trebuie setat apăsând butonul *selectare marcator Jewett* ⑲. Modul marcator Jewett poate fi părăsit apăsând butonul *înapoi* ⑯.

Bara de zgomot EEG ⑥ reprezintă zgomotul biologic și extern care este un indicator al adecvării condițiilor de măsurare. În condiții bune de măsurare, bara de zgomot EEG ar trebui să rămână verde. Odată cu creșterea zgomotului, bara de zgomot EEG devine treptat galbenă și roșie, ceea ce indică faptul că artefactele biologice și externe pot fi prea mari, adică pacientul poate să nu fie suficient de calm și relaxat (de exemplu, înghițind, mișcându-se, încleștând maxilarul/dinții), sau radiația electromagnetică poate fi prea proeminentă. Când apăsați bara de zgomot EEG, este afișat un grafic de zgomot EEG ⑳. Puteți reveni la afișarea barei de zgomot EEG prin apăsarea graficului zgomot EEG. Bara de progres ⑦ arată progresul măsurătorii la traseul activ curent. Dacă bara este plină, măsurarea pentru traseul curent este terminată, adică numărul de medii care a fost definit de utilizator este atins. În funcție de setări, o măsurătoare poate fi terminată înainte de atingerea numărului de medii, de exemplu, dacă este activată funcția *Pornire automată* sau *Criteriu de Oprire a Zgomotului*. Impedanța electrodului ⑧ este actualizată periodic în timpul măsurătorilor și măsurarea este întreruptă dacă impedanța devine prea mare. Testul poate fi pus pe pauză manual ⑪, continuat după o pauză ⑬ sau oprit ⑨. De asemenea, o măsurătoare curentă poate fi reluată ⑩ sau sărită ⑫.

După terminarea testului, rezultatul ABR este afișat (a se vedea *Figura 50*). Traseele ABR înregistrate ② sunt afișate pentru fiecare nivel de stimulare împreună cu zonele normative dacă a fost configurată o grupă de vârstă de date normative. Dacă a fost activată detectarea automată a undelor V, unda V estimată este afișat ca un punct pe traseu. De asemenea, validitatea statistică a undei V este prezentată în indicatorul de stare a undei V ①. După ce ați setat marcatorii Jewett, numele undei (I, III și V) este afișat la marcatorii respectivi ③. Rezoluția axei de amplitudine poate fi modificată prin glisarea unui deget în sus (focalizare) sau în jos (micșorare) pe ecranul grafic de rezultate. Rezoluția axei temporale poate fi modificată prin glisarea unui deget la dreapta (focalizare) sau la stânga (micșorare) pe axa temporală a ecranului grafic de rezultate. Rețineți că întârzierile de semnal pentru căștile cu inserare și pentru rate diferite de stimulare sunt compensate.

Latențele pentru undele I, III și V pot fi ajustate de către utilizator pe ecranul marcatorului Jewett ④. Marcatorul activ în prezent este indicat de un cerc. Traseul poate fi selectat cu butoanele *sus/jos* ⑤. Marcatorul activ poate fi mutat de-a lungul traseului selectat cu butoanele *săgeată dreapta/stânga* ⑥ și poate fi setat prin apăsarea butonului *marcator de set* ⑦. În timp ce îl mutați, marcatorul este gri. Când setați marcatorul, devine roșu sau albastru (pentru urechea dreaptă sau respectiv cea stângă). Rețineți că ordinea marcatorilor este păstrată întotdeauna cu o distanță minimă de 0,5 ms

(de exemplu, atunci când se deplasează marcatorul Jewett I spre dreapta, marcatorul Jewett III va fi mutat de îndată ce marcatorul Jewett I ajunge la marcatorul Jewett III). Latența corespunzătoare marcatorului activ și amplitudinea rezultată sunt afișate ca o valoare numerică sub graficul traseelor ABR. Puteți alege ce marcatori Jewett (I, III sau V) doriți să schimbați apăsând butonul de *selecție a marcatorului Jewett* (8). Dacă un marcator a fost modificat, un buton *OK* (13) apare în subsol. Când părăsiți vizualizarea rezultatelor, pot fi acceptate orice modificări apăsând butonul *OK* (13) sau se poate renunța la modificări apăsând butonul *înapoi* (12).

Prin glisarea unui deget de la dreapta la stânga pe ecranul de rezultate, puteți trece la alte vizualizări de rezultate. Cele trei ecrane prezintă o diagramă nivel-latență (unda V: cercuri, unda III: triunghiuri, unda I: pătrate) (9), valori numerice ale amplitudinilor, latențe și latențe inter-vârf împreună cu alte informații legate de testare (cum ar fi impedanțele, numărul mediilor și zgomotul pentru fiecare traseu) (10), și informații generale despre traductorul utilizat și setări (ca medii, rata stimulului, tipul de stimul, opțiunile de testare, grupa de vârstă a zonei normative și timpul total) (11). Pentru a asigura condiții adecvate de măsurare, zgomotul ar trebui să fie <100 nV după 2000 de medii. Pentru medii în creștere, zgomotul scade (de exemplu, < 70 nV după 4000 medii, < 50 nV după 8000 medii).

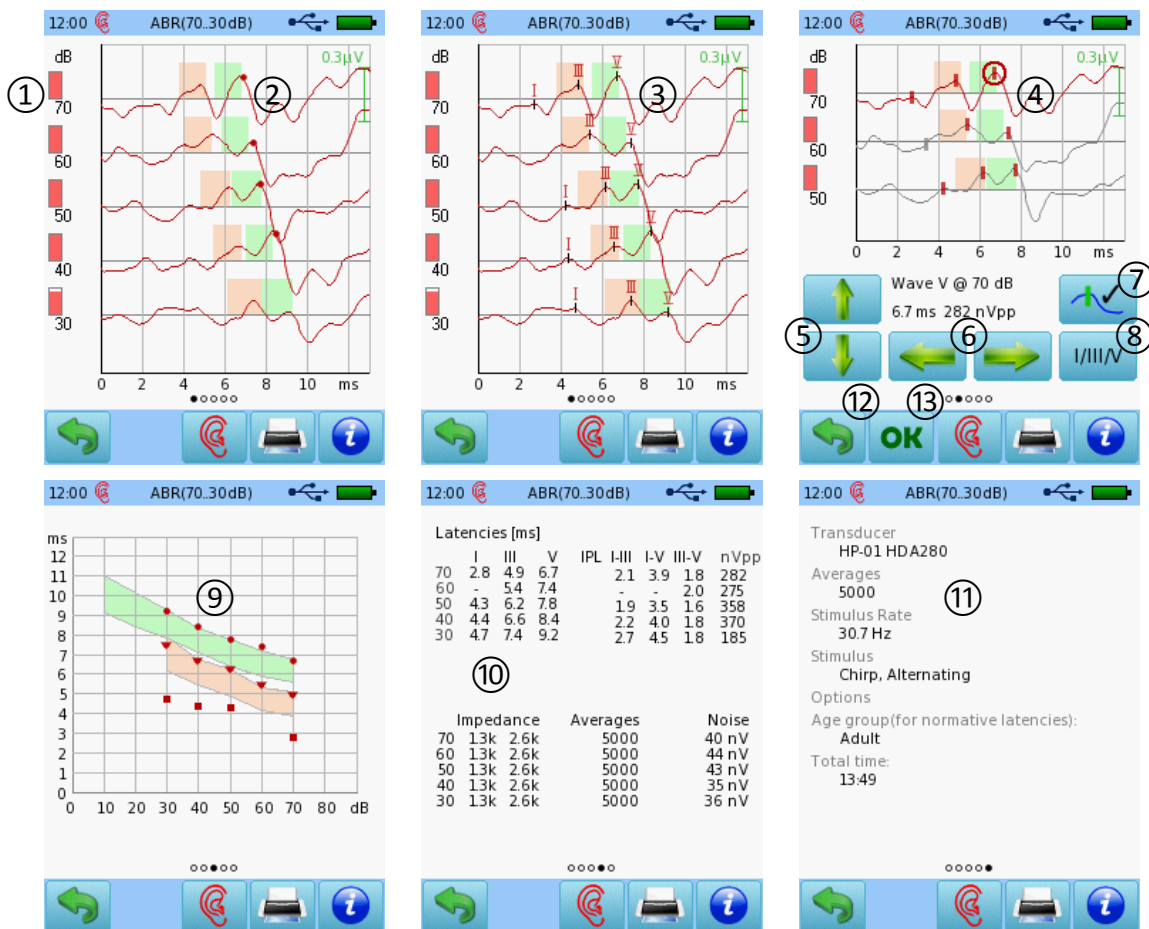


Figura 50: Rezultat ABR (stânga sus: trasee cu undă V estimată; mijloc sus: trasee cu unde I, III și V confirmate; dreapta sus: setarea marcatorului Jewett; stânga jos: diagrama nivel-latență; mijloc jos: date de măsurare; dreapta jos: informații generale de testare)

Pentru repetările de nivel, există opțiuni suplimentare pentru prezentarea traseelor ABR. Acestea pot fi afișate sortate în funcție de timp (ordine de testare) sau de nivel, iar traseele ABR de același nivel pot fi afișate rezumat sau pot fi reprezentate grafic unul deasupra altuia pentru a evalua

repetabilitatea unui răspuns ABR pentru un anumit nivel. Opțiunile disponibile sunt prezentate în **Figura 51**:

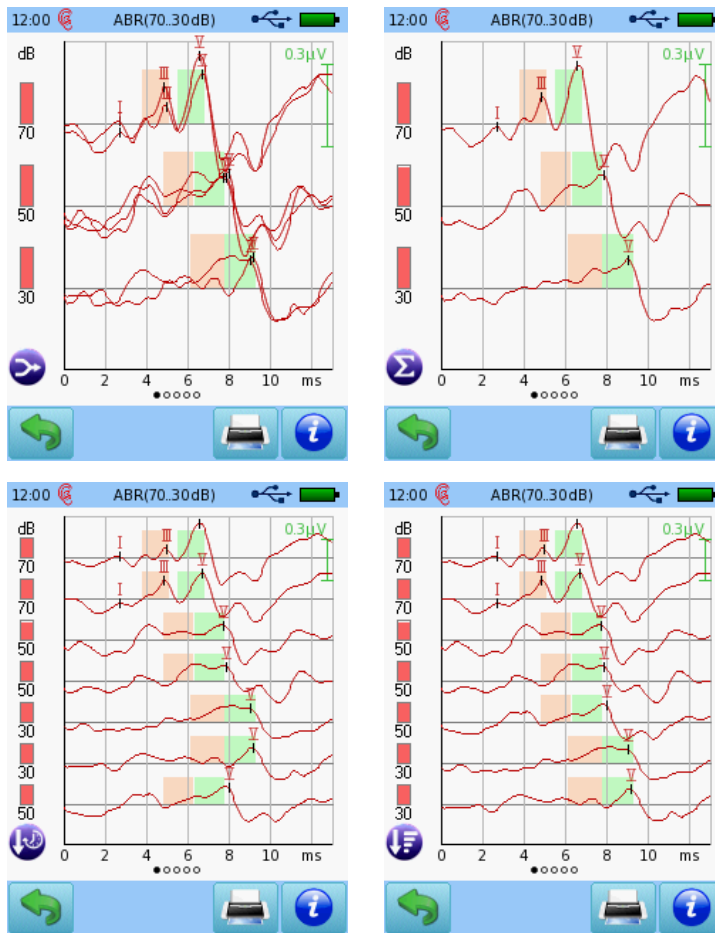


Figura 51: Opțiunile rezultatelor ABR pentru niveluri repetate (stânga sus: trasee suprapuse de aceleași niveluri; dreapta sus: arată trasee însumate pentru aceleași niveluri; stânga jos: arată trasee în ordinea de testare; dreapta jos: arată trasee sortate după nivel)

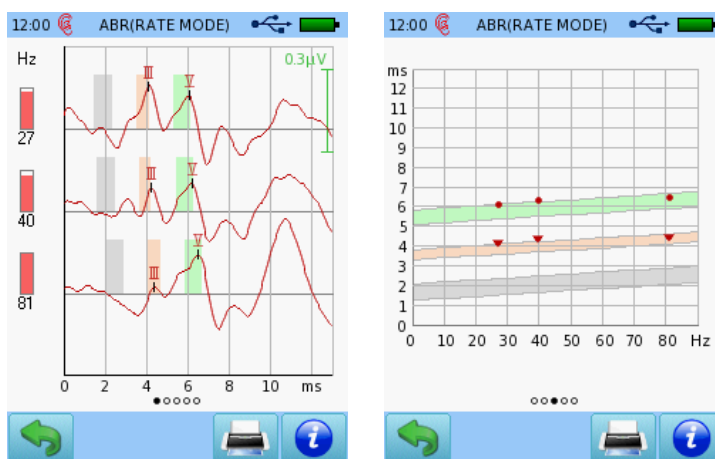


Figura 52: Rezultatul ABR pentru modul rată (stânga: trasee cu unde III și V confirmate; dreapta: rata de stimulare vs. diagrama de latență)

Dacă a fost selectat modul rată, sunt afișate trasee pentru fiecare rată de stimulare testată (în loc de nivel de stimulare ca în modul standard) și este disponibilă o rată de stimulare vs. diagrama de

latență (în locul unei diagrame nivel-latență) (a se vedea Figura 52). Configurarea de bază a vizualizărilor rezultatelor în modul rată este similară cu afișările rezultate în modul standard.

Pentru interpretarea rezultatelor ABR, se pot lua în considerare următoarele exemple de cazuri (a se vedea Figura 53 până la Figura 56):

- **Subiectul cu auz normal** (a se vedea Figura 53): ABR cu stimuli de bandă largă sunt de obicei măsurabile până la aproximativ 10 dB nHL la un subiect cu auz normal. Latența undei V crește și amplitudinea undei V scade odată cu scăderea nivelului de stimul. Latențele undei V sunt în limitele normale atunci când a fost selectată o grupă de vârstă adecvată.

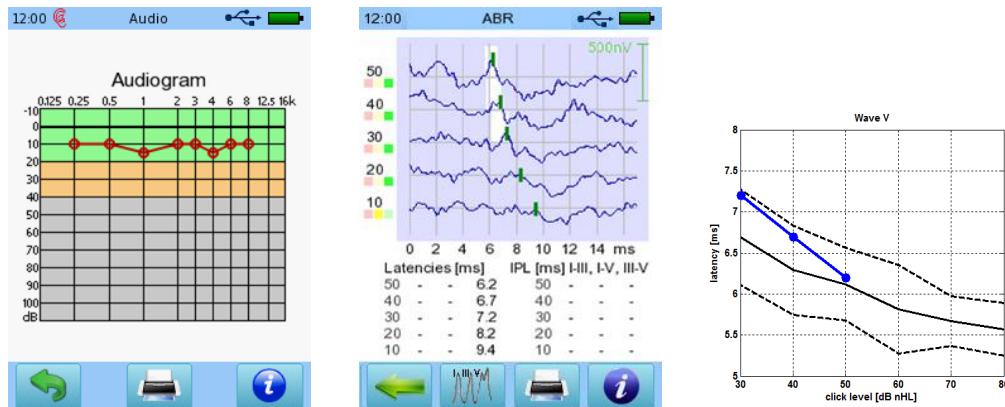


Figura 53: Rezultat ABR pentru subiectul cu auz normal (stânga: audiogramă; mijloc: trasee ABR; dreapta: funcția latență-nivel)

- **Pierdere conductivă a auzului** (a se vedea Figura 54): La un pacient care suferă de pierdere conductivă a auzului, nivelul efectiv al stimulului scade. În consecință, latențele și amplitudinile tuturor undelor se schimbă. Aceasta include faptul că latența undelor V crește de obicei dincolo de intervalul normal de latență. Undele anterioare undei V nu sunt adesea detectabile. Latența inter-vârf nu este afectată. Într-o pierdere conductivă a auzului cu o audiogramă plată, funcția nivel-latență este deplasată de-a lungul axei nivelului cu valoarea pierderii conductive a auzului. Pragul ABR este atins la nivelurile de stimulare corespunzătoare pierderii auzului la frecvențe medii și înalte.

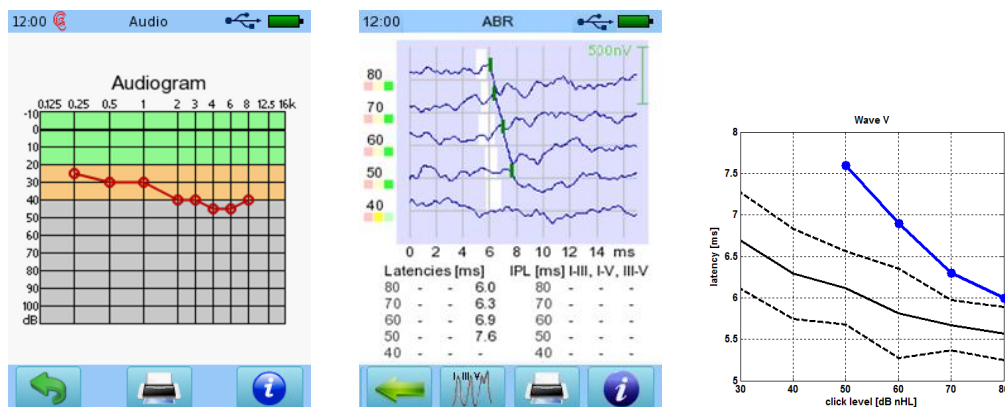


Figura 54: Exemplu de rezultat ABR pentru un subiect cu pierdere conductivă a auzului (stânga: audiogramă; mijloc: trasee ABR; dreapta: funcția latență-nivel)

- **Pierdere cohleară a auzului** (a se vedea Figura 55): Efectul global depinde de gravitatea și configurația pierderii auzului, precum și de compoziția frecvenței stimulului. Latențele undei

V sunt în esență echivalente cu cele colectate de la subiecții cu auz normal, atâta timp cât stimulii sunt de cel puțin 20 dB deasupra pragului la 4 kHz, configurația pierderii auzului nu este înclinată abrupt și ușoară până la moderată în severitate. Latența inter-vârf I-V este normală. Funcțiile nivel-latență pentru acești subiecți converg la cele ale subiecților cu auz normal la niveluri ridicate de stimulare.

Exemplu de caz 1: ABR la un pacient care suferă de o pierdere cohleară moderată a auzului de înaltă frecvență (clic, rată de stimulare: 20 Hz): În comparație cu un subiect cu auz normal, ABR apar cu amplitudine mai mică și cu o latență ușor crescută a undei V. Pragul ABR este atins la nivelurile de stimulare corespunzătoare pierderii auzului la frecvențe medii și înalte. Prelungirea latenței la niveluri scăzute de stimulare corespunde timpului de propagare al undei mișcătoare de-a lungul părții bazale nefuncționale a cohleei la aceste niveluri.

Exemplu de caz 2: ABR la un pacient care suferă de o pierdere cohleară severă a auzului de înaltă frecvență (clic, rată de stimulare: 20 Hz): pragul ABR este atins la niveluri de stimulare corespunzătoare pierderii auzului la frecvențe înalte. Pragurile de joasă frecvență nu pot fi evaluate din cauza sincronizării scăzute a activității fibrelor nervoase în regiunea apicală a cohleei.

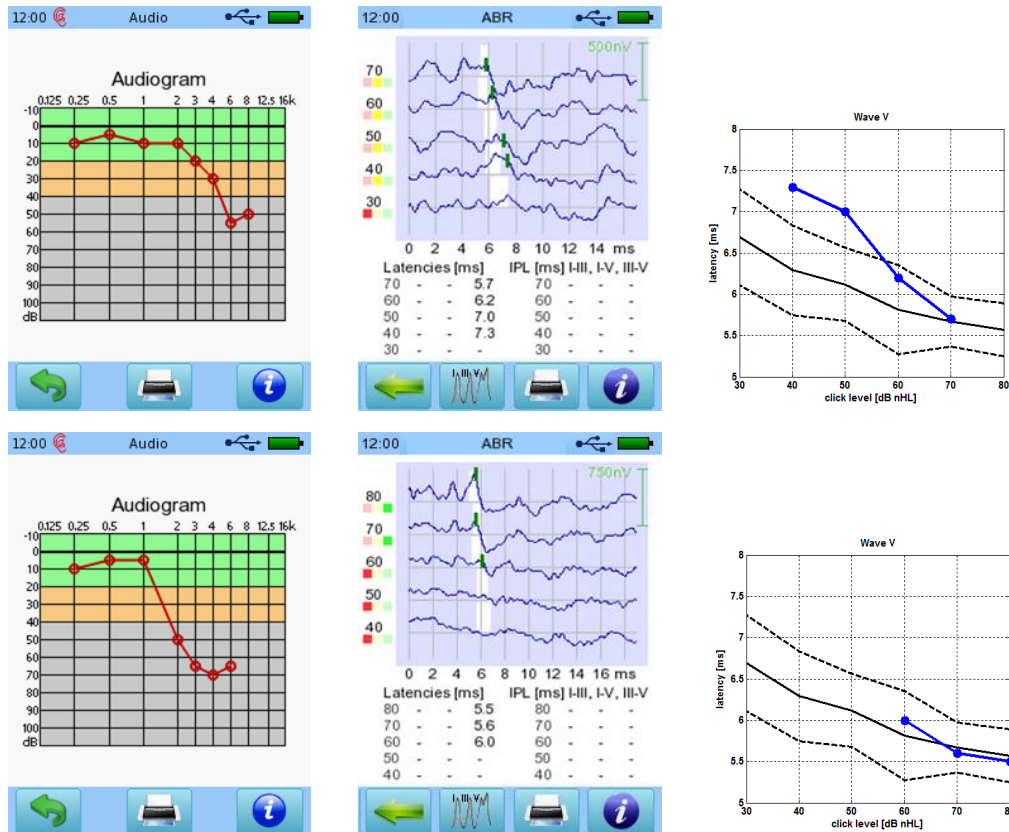


Figura 55: Exemple de rezultate ABR pentru subiecții cu pierdere cohleară a auzului (sus: exemplul de caz 1; jos: exemplul 2) (stânga: audiograma; mijloc: trasee ABR; dreapta: funcția latență-nivel)

- **Pierdere retro-cohleară a auzului** (a se vedea Figura 56): ABR la un pacient cu tulburări neuronale (clic, rată de stimulare: 10 Hz): Modelul de undă ABR este diferit comparativ cu subiecții cu auz normal și pacienții cu pierdere cohleară sau conductivă de auz în ceea ce privește latența inter-vârf I-V (IPL). I-V IPL este prelungită (4,4 ms) datorită timpului de transmisie neuronală redus între cohlee și trunchiul cerebral, depășind intervalul normal I-V

(femeie: $3,8 \pm 0,2$ ms; bărbat: $4,0 \pm 0,2$ ms). Dacă sunt disponibile date de la ambele urechi, pot fi evaluate diferențele de latență interactivă ale undelor V (nu sunt prezentate). Diferențele în latența undelor V nu trebuie să fie mai mari de 0,3 până la 0,4 ms între urechi dacă nu există o asimetrie interactivă distinctă în pierderea auzului.

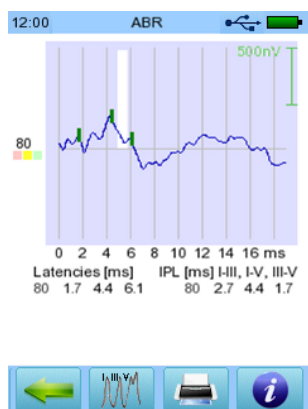


Figura 56: Exemplu de rezultat ABR pentru un subiect cu pierdere retro-cohleară a auzului

Quick ABR

O alternativă la modulul standard ABR este furnizată pe Sentiero Advanced, în principal în scopuri de screening. Selectați *QuickABR* din ecranul de selecție a modulelor. Dacă mai mult de un test AEP este licențiat, *QuickABR* poate fi găsit în secțiunea AEP. Dacă este necesar, schimbați parametrii. Opțiunile parametrilor sunt reduse comparativ cu modulul standard ABR și oferă doar o selecție a nivelului de stimulare și a grupeii de vârstă cu latență normativă. Nivelurile de stimulare sunt date în dB eHL, ceea ce reprezintă un *nivel de auz estimat* cu $\text{dB eHL} = \text{dB nHL} + 10 \text{ dB}$. Decalajul a fost selectat pe baza experienței că ABR poate fi înregistrată în mod obișnuit până la 10 dB peste pragul auditiv. Prin urmare, prin introducerea compensării suplimentare, pragul de detecție tipic ABR pentru subiecții cu auz normal este considerat a fi atins la 0 dB eHL. Se instalează un set fix de stimuli (rata stimulului, polaritatea stimulului, numărul de medii). În modulul *QuickABR*, algoritmul de detecție statistică verifică unda V numai în zona de latență normală, care este diferită de modulul standard ABR, care verifică o undă V într-un interval de timp mai larg, incluzând și latențe târzii.

Pentru pregătirea pacientului (instrucțiuni, pregătirea pielii și montajul electrozilor), consultați explicațiile pentru modulul standard ABR. Asigurați-vă că sunt conectate un traductor valid (de exemplu, căști de radio, căști de inserare, sondă de ureche) și cablul de electrod. Selectați urechea de testare (*dreapta + stânga*: măsurarea simultană a urechii din dreapta și din stânga). Se începe măsurarea impedanței electrodului. Dacă testul este efectuat cu una sau două sonde de ureche, de asemenea începe calibrarea sondei de ureche. Pentru mai multe informații despre măsurarea impedanței și calibrarea sondei de ureche, consultați explicațiile pentru modulul standard ABR. După măsurarea cu succes a impedanței electrodului, puteți începe testul apăsând butonul *redare* (sau *înainte*). În timpul măsurării *QuickABR*, pe ecran sunt furnizate următoarele informații (a se vedea *Figura 57*):

Traseul ABR înregistrat este reprezentat grafic pentru nivelul de stimulare selectat ①. Nivelul de stimulare este afișat sub graficul traseului ABR. Datele normative pentru unda III (zona roșie) și V (zona verde) sunt afișate dacă sunt configurate în setări. Prin glisarea unui deget vertical pe zona graficului, scala de amplitudine poate fi adaptată. Indicatorul de validitate a undei V ② reflectă

probabilitatea calculată statistic că o undă V cu o latență normală este prezentă în semnalul înregistrat. Pentru măsurătorile binaurale, bara roșie se referă la urechea dreaptă, iar bara albastră la urechea stângă. Dacă o undă V validă este detectată pentru o ureche, este afișat un marcaj verde în locul indicatorului de validitate a undei V.

Baza de zgomot EEG ③ reprezintă zgomotul biologic și extern, care este un indicator al adecvării condițiilor de măsurare. În condiții bune de măsurare, bara de zgomot EEG ar trebui să rămână verde. Odată cu creșterea zgomotului, bara de zgomot EEG devine treptat galbenă și roșie, ceea ce indică faptul că artefactele biologice și externe pot fi prea mari, adică pacientul nu poate fi suficient de calm și relaxat (de exemplu, înghițind, mișcându-se, încleștând maxilarul/dinții) sau radiațiile electromagnetice pot fi prea proeminente. Bara de progres ④ arată progresul măsurătorii în raport cu numărul maxim de medii. Dacă bara este plină, măsurarea este finalizată. Măsurarea poate fi terminată mai devreme dacă se detectează un răspuns valid înainte de a ajunge la numărul maxim de medii. Impedanța electrozilor ⑤ este actualizată periodic în timpul măsurătorilor și măsurarea este întreruptă dacă impedanța devine prea mare. Testul poate fi pus pe pauză manual ⑦, continuat după o pauză (butonul *pauză* se transformă în butonul *redare* – nearătat în *Figura 57*), sau oprit ⑥.



Figura 57: Măsurare QuickABR (stânga: monoaural; mijloc/dreapta: binaural)

După terminarea testului, este afișat rezultatul QuickABR (a se vedea *Figura 58*). Traseul înregistrat ABR ① este afișat pentru nivelul de stimulare selectat împreună cu zonele normative dacă este configurat o grupă de vârstă de date normative. Rezultatul general este afișat ca marcaj bifă verde ② (răspuns valid) sau un simbol roșu ③ (răspuns nevalid). Rezoluția axei de amplitudine poate fi modificată prin glisarea unui deget în sus (focalizare) sau în jos (micșorare) în ecranul cu graficul de rezultate. Rețineți că întârzierile semnalului pentru inserarea căștilor este compensată. Informații suplimentare despre tipul și nivelul de stimulare aplicat, numărul de medii, amplitudinea EEG și impedanța sunt afișate în partea inferioară a vizualizării rezultatelor ④.

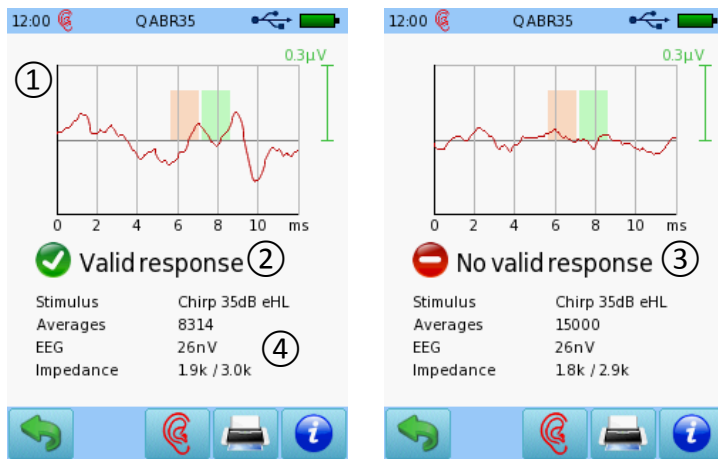


Figura 58: Rezultatul QuickABR (stânga: răspuns valid; dreapta: nici un răspuns valid)

E-ABR (modul în curs de pregătire, nu este disponibil în Firmware 2.2)

O altă versiune a modului standard ABR este modulul E-ABR, care permite înregistrarea răspunsurilor auditive ale trunchiului cerebral, evocate electric, pentru a determina dacă nervul auditiv răspunde în mod corespunzător la stimularea electrică. Rețineți că modulul E-ABR se află în pregătire și, prin urmare, pot fi prezentate doar informații preliminare despre utilizarea practică a modului și despre interfețele cu utilizatorul.

Modulul E-ABR oferă capacitatea de a măsura răspunsurile ABR la pacienții cu implant cohlear. Stimularea electrică este aplicată de la un stimulator extern, de obicei un sistem de montare a implantului cohlear (care este furnizat de producătorul implantului cohlear). Stimularea electrică este transmisă direct bobinei implantului cohlear, unde este transmisă electrozului implantului cohlear și transformată într-o stimulare a nervului auditiv. Răspunsurile ABR sunt înregistrate din scalpul pacientului prin electrozi de suprafață atașați la pacient (ca în cazul ABR normal). Electrozii de suprafață sunt atașați la un cablu de electrod, care este conectat la Sentiero Advanced. Pentru a sincroniza răspunsurile corect, secvența de timp a stimulilor trebuie să fie cunoscută pe partea dispozitivului. Din acest motiv, impulsurile de declanșare a stimulilor sunt transferate de la sistemul de montare a implantului cohlear la dispozitivul de măsurare.

Modulul E-ABR de pe Sentiero Advanced permite măsurarea a până la 15 trasee într-o singură rulare a testului și asigură detectarea automată a răspunsului și marcarea Jewett V. Principiile principale de operare a ABR sunt aceleași ca și pentru modulul standard ABR.

Selectați *E-ABR* din ecranul de selectare a modulelor. Dacă mai mult de un test AEP este licențiat, *E-ABR* poate fi găsit în secțiunea *AEP*. Selectați preșeterea pe care doriți să o efectuați. Dacă este necesar, schimbați parametrii de înregistrare (de exemplu, detectarea automată a undelor V, dezactivarea verificării impedanței în timpul măsurătorilor, opțiunile de declanșare) și numele preșetării, după cum este necesar. Parametrii stimulului trebuie să fie configurați la sistemul de montare a implantului cohlear. Pentru informații suplimentare despre sistemul de montare a implantului cohlear, vă rugăm să consultați manualul de operare respectiv sau să contactați producătorul de implant cohlear.

Înainte de începerea testului, subiectul trebuie instruit cu privire la procedura de testare. Asigurați-vă că sunt adecvate condițiile de testare (poziția și relaxarea pacientului, montajul electrozilor, condițiile

de mediu) și că un cablu de electrod valid este conectat la Sentiero Advanced. Pentru informații suplimentare, consultați explicațiile pentru modulul standard ABR. De asemenea, asigurați-vă că configurația stimulului pe sistemul de montare a implantului cohlear este adecvată și că un traductor adecvat este conectat la sistemul de montare a implantului cohlear.

Selectați urechea de testare. Se începe măsurarea impedanței electrozilor (a se vedea explicațiile pentru modulul standard ABR). Testul ABR poate fi pornit prin apăsarea butonului *redare* dacă impedanțele sunt potrivite. La acționarea butonului *redare*, dispozitivul verifică o intrare de declanșare validă. Imediat ce un semnal de declanșare este recunoscut, măsurarea începe sincronizată cu semnalul de declanșare. În timpul măsurării, impedanța electrozilor este monitorizată. În cazul în care cel puțin una dintre impedanțe devine prea mare (de exemplu, un electrod a căzut), testul este întrerupt automat. Testul poate fi continuat numai dacă impedanțele electrozilor revin la valorile tolerabile.

În timpul măsurării E-ABR informațiile furnizate pe ecran (a se vedea *Figura 59*) sunt similare cu cele ale standardului ABR, adică pe ecran se afișează traseele E-ABR (vizualizarea tuturor traselor apare când faceți clic pe graficul traselor; traseele sunt numerotate consecutiv), zgomotul, progresul înregistrării pentru traseul măsurat curent și impedanțele electrozilor. Traseul începe cu 1 ms înainte de debutul stimulului pentru a arăta artefactul electric al stimulatorului extern. Un traseu este terminată de îndată ce bara de progres este plină, adică numărul de medii preconfigurat este atins. Măsurarea este apoi pusă pe pauză. După setarea configurării următorului test pe sistemul de montare a implantului cohlear, înregistrarea poate fi pornită din nou pe Sentiero Advanced prin apăsarea butonului *redare*. Dacă este configurată, o pauză în declanșare va duce automat la trecerea la un nou traseu. Înregistrarea unui traseu poate fi omisă sau reluată apăsând butonul *înainte* sau *înapoi*. Numărul preconfigurat de medii poate fi mărit prin apăsarea butonului *creșterea mediilor*. Un grafic de zgomot EEG poate fi afișat când apăsați bara EEG. După terminarea testului, rezultatul E-ABR este prezentat comparativ cu rezultatul standard ABR.

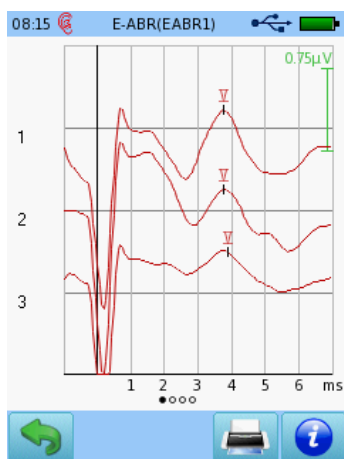


Figura 59: Măsurare E-ABR

LITERATURĂ

- American Speech-Language-Hearing Association [Asociația Americană Vorbire-Limbă-Auz] (1987): Short latency auditory evoked potentials [Potențiale evocate auditiv cu latență scurtă], online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.

- Bergen GA (2015): Chirp-Evoked Auditory Brainstem Response in Children: A Review [Răspunsul auditiv evocat modulată de la trunchiul cerebral la copii: O trecere în revistă], *American Journal of Audiology [Jurnalul American de Audiologie]* 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 [O investigație a utilizării stimulilor de modulație limitați în bandă limitată pentru a obține răspunsuri auditive de la trunchiului cerebral], *International Journal of Audiology [Jurnalul Internațional de Audiologie]* 41, p. 271-278
- Cebulla M, Stürzebecher E (2013): Detectability of newborn chirp-evoked ABR in the frequency domain at different stimulus rates [Detectabilitatea ABR evocată modulată la nou-născut în domeniul frecvenței la rate diferite de stimulare], *International Journal of Audiology [Jurnalul Internațional de Audiologie]* 52, p. 698–705
- Crumly W (2011): Good practices in auditory brainstem response, part 1 [Bune practici în răspunsul auditiv de la trunchiul cerebral, partea 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 [Răspunsurile auditive de la trunchiul cerebral cu semnale de modulație optimizate compensând dispersia membranei bazilare], *Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America]* 107(3), p. 1530-1540
- Durrant JD (1983): Fundamentals of sound generation [Fundamentele generării sunetelor], în: *Bases of auditory brainstem evoked responses [Bazele răspunsurilor auditive evocate de la trunchiul cerebral]* (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 [Răspunsuri auditive la starea de echilibru la stimulii de modulație bazate pe întârzierea undelor mișcătoare cohleare], *Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America]* 122, p. 2772-2785.
- Folsom RC (1984): Frequency specificity of human auditory brainstem responses as revealed by pure-tone masking profiles [Frecvența specificității răspunsurilor auditive de la trunchiul cerebral uman, după cum reiese din profilele de mascare cu ton pur], *Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Unele comparații între pragurile de răspuns auditiv de la trunchiul cerebral, latențele și audiograma cu ton pur], *Ear and Hearing [Ureche și Auz]* 6, p. 105-112.
- Jewett DL, Williston JS (1971): Auditory evoked far fields averaged from the scalp of humans [Câmpuri auditive îndepărtate evocate, mediate de la scalpul uman], *Brain [Creier]* 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 [Utilizând pragurile de răspuns auditiv evocat la clic de la trunchiul cerebral la sugari pentru a estima pragurile de audiometrie corespunzătoare cu tonul pur la copiii din cadrul UNHS], *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology [Jurnalul Internațional de Otorinolaringologie Pediatrică]* 95, p. 57-62
- Mauldin L, Jerger J (1979): Auditory brain stem evoked responses to bone-conducted signals [Răspunsuri auditive evocate de la trunchiul cerebral la semnalele conduse de oase], *Archives of Otolaryngology [Arhivele de Otolaringologie]* 10, p. 656-661.
- Miyamoto RT (1986): Electrically evoked potentials in cochlear implant subjects [Potențiale evocate electric la subiecții cu implant cohlear], *Laryngoscope [Laringoscop]* 96(2), p. 178-185.
- Mrowinski D (2009): Elektrische Reaktionsaudiometrie (Electrical response audiometry / Audiometria de răspuns electric), în: *Praxis der Audiometrie* (editori: Lehnhardt E, Laszig R), Thieme.

- Picton TW, Hillyard SA (1974): Human auditory evoked potentials. II. Effects of attention [Potențiale auditive evocate umane. II. Efectele atenției], *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* [Electroencefalografia și Neurofiziologia Clinică] 36, p. 191-200.
- Picton TW, Stapells DR, Campbell KB (1981): Auditory evoked potentials from the human cochlea and brainstem [Potențiale auditive evocate din cohleea umană și trunchiul cerebral], *Journal of Otolaryngology* [Jurnalul de Otolaringologie] 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 [Dezvoltarea funcției auditive la nou-născuți, dezvăluită de potențialele auditive de la trunchiul cerebral], *Pediatrics* [Pediatrie] 60, p. 831-839.

3.2.6 Răspunsurile Auditive la Starea de Echilibru (ASSR)

Răspunsurile Auditive la Starea de Echilibru (ASSR) furnizează informații specifice despre frecvențe și cantitative despre procesarea sunetului în regiunii trunchiului cerebral și subcortical (Picton *și colab.*, 2003; Herdman și Stapells, 2003). ASSR sunt provocare prin intermediul unor stimuli în bandă îngustă, adică un sinus modulat cu amplitudine (și frecvență) sau o modulație în bandă îngustă, care compensează întârzierea pe membrana bazilară. Comparat cu un sinus modular, folosirea unei modulații în bandă îngustă reduce specificitatea frecvenței, dar crește amplitudinile răspunsului. În funcție de componentele de frecvență ale stimulului, sunt stimulate diferite regiuni de celule senzoriale din cohlee. În funcție de frecvența de modulare (adică, pentru sinus: rata de modulare a amplitudinii, pentru modulație: rata de repetiție - în continuare numai termenul de rată de stimulare este utilizat), neuronii debutați sunt activați în diferite regiuni de-a lungul căii auditive. Rata de stimulare este selectată astfel încât răspunsurile tranzitorii să se suprapună în locul generării, dând astfel un răspuns la starea de echilibru. Ratele de stimulare tipice sunt de 40 și 80 Hz. ASSR de 40 Hz sunt generate în principal în subcortexul auditiv (Mäkelä și Hari, 1987; Pantev *și colab.*, 1996; Ross și colab., 2003), în timp ce ASSR de 80 Hz sunt generate în trunchiul cerebral (Herdman *și colab.*, 2002). În comparație cu AEP tranzitorii, ASSR de 40 Hz includ atât componente de răspuns de latență timpuriu cât și medie, în timp ce ASSR 80 Hz constau în răspunsuri de latență timpurie (Mäkelä și Hari, 1987). ASSR 40 Hz sunt afectate de vigilență și sunt, prin urmare, potrivite pentru subiecții treji și alertați (Galambos *și colab.*, 1981), în timp ce ASSR de 80 Hz nu sunt afectate de vigilență și, prin urmare, sunt potrivite pentru copii și în general pentru subiecții care dorm (inclusiv subiecții sedați și anesteziați) (Levi *și colab.*, 1983). La nou-născuți, răspunsurile de latență mijlocie nu sunt de obicei disponibile, astfel încât amplitudinea ASSR de 40 Hz este în general redusă. Mai mult, rata optimă a stimulului depinde, de asemenea, de frecvența purtătoare. Amplitudinile răspunsurilor ASSR de 40 Hz cresc cu scăderea frecvenței purtătoare (Rodriguez *și colab.*, 1986; Picton *și colab.*, 1987), în timp ce amplitudinile răspunsurilor ASSR de 80 Hz sunt maxime la frecvențele purtătoare medii între 1 și 2 kHz (John *și colab.*, 2001, Dimitrijevic *și colab.*, 2002). Pentru frecvențe de la 6 kHz până în sus, pot fi utilizate rate de stimulare chiar mai mari de până la 160 Hz (Lodwig și Rosner, 2016). Odată cu creșterea ratei de stimulare, zgomotul de fond în timpul înregistrării răspunsului scade. Răspunsul poate fi detectat prin intermediul unor electrozi de câmp îndepărtat în cadrul EEG ca semnal sinus cu o frecvență care urmează ratei de stimulare. Răspunsul poate fi analizat statistic în domeniul frecvenței (Stapells *și colab.*, 1987; Dobie și Wilson, 1989; Picton *și colab.*, 2001).

Când se utilizează rate diferite de stimulare pentru diferite frecvențe purtătoare, este posibilă o măsurare simultană la frecvențe multiple (Lins și Picton, 1995). Efectul de supresie pentru măsurătorile simultane la frecvențe multiple cu o distanță minimă de o octavă între frecvențele testate simultan este semnificativ mai mic pentru ASSR de 80 Hz comparativ cu ASSR de 40 Hz (John *și colab.*, 1998; Ross *și colab.*, 2003). Pentru ASSR de 40 Hz, amplitudinea poate scădea cu 50%, în timp ce pentru ASSR de 80 Hz, amplitudinea poate scădea cu aproximativ 15%. Efectul de supresie poate varia diferit între subiecți. În plus, rata de stimulare poate fi ușor modificată în timpul testului pentru a reduce artefactele datorate radiațiilor electromagnetice.

Spre deosebire de DPOAE, ASSR oferă informații despre gradul de pierdere a auzului în întreaga gamă dinamică de auz. Prin urmare, ASSR reprezintă un mijloc adecvat pentru evaluarea specifică frecvenței și cantitativă a stării de auz mai ales la copii și poate contribui la îmbunătățirea montării protezei auditive. Domeniul de aplicare a ASSR este urmărirea diagnosticelor după screeningul

auditiv al nou-născutului, diagnosticarea topologică (împreună cu timpanometria, OAE), diagnosticul neurologic și determinarea specifică frecvenței a pragurilor de auz.

ASSR sunt deosebit de utile pentru determinarea obiectivă a pragurilor de auz la frecvențe joase, unde DPOAE nu sunt disponibile. Pentru determinarea obiectivă a pragurilor de auz se recomandă măsurarea într-o primă etapă a DPOAE Prag la frecvențele cerute și măsurarea la o a doua etapă a ASSR la frecvențe în care nu a putut fi detectat nici un răspuns DPOAE. Timpul mediu de testare pentru opt frecvențe de testare este de aproximativ 15 minute pentru subiecții cu auz normal și pentru subiecții cu deficiențe de auz de aproximativ 25 de minute (Rosner, 2013b).

Sunt disponibile două fluxuri de lucru ASSR:

- **ASSR Fix** permite măsurarea specifică a frecvenței ASSR la un nivel sau la mai multe niveluri. O stare de detectare a răspunsului (răspuns valid/nevalid) este furnizată pentru fiecare combinație de frecvențe/niveluri.
- **ASSR Prag** permite determinarea specifică frecvenței a pragurilor de auz într-un interval de nivel configurabil prin măsurarea ASSR cu setarea nivelului adaptiv (serializarea algoritmului). Pierderea auzului este estimată prin intermediul unor valori de compensare fixe. Detectarea pragului este oprită la o frecvență dacă două răspunsuri consecutive la o frecvență nu sunt valide.

Testele ASSR pot fi efectuate binaural dacă este conectat un traductor adecvat (de exemplu, căști de radio, două sonde de ureche), ceea ce poate reduce timpul de testare cu un factor de două. ASSR poate fi măsurată la frecvențe de la 250 Hz până la 8 kHz, cu prezentare de stimuli multi-frecvență.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați ASSR din ecranul de selectare a modulelor. Dacă mai mult de un test AEP este licențiat, ASSR poate fi găsit în secțiunea AEP. Selectați presetarea pe care doriți să o efectuați. Dacă este necesar, modificați parametrii (de exemplu modul de testare, frecvențele de stimulare, nivelurile de stimulare (ASSR Fix) sau intervalul de nivel (ASSR Prag), rata de stimulare, lățimea de bandă a stimulului, timpul de mediere) și numele presetării.

Rata de stimulare:

În general, este recomandat să se utilizeze ASSR de 40 Hz la subiecții treji și alertați (de exemplu, copii și adulți) și să se utilizeze ASSR de 80 Hz la subiecții care dorm (de exemplu, bebeluși, subiecți sedați, în timpul anesteziei). Modul auto oferă o paradigmă a ratei de stimulare optimizată pentru performanță, care mărește rata de stimulare cu o frecvență crescândă, luând în considerare dependența ratelor de stimulare de frecvențele purtătoare și dependența nivelurilor de minime de zgomot de ratele de stimulare. Modul automat poate fi utilizat pentru subiecții treji sau adormiți. Rețineți că ratele de stimulare sunt fluctuate pentru îmbunătățirea rezistenței la zgomotul care interferează.

Lățimea de bandă a stimulului:

Cu lățimea de bandă a stimulului crescătoare, amplitudinea răspunsului crește, dar specificitatea de frecvență scade. Selectarea lățimii de bandă a stimulului influențează selecția frecvenței.

Zgomotul de mascare:

Se recomandă mascarea contralaterală dacă există o asimetrie semnificativă în pierderea auzului între urechi, adică diferențe de aproximativ 30 până la 40 dB (căști de radio) sau de aproximativ 50 până la 60 dB (căști de inserare). Dacă se folosește un conductor osos, este esențială aplicarea zgomotului contralateral.

Mediile:

În condiții de măsurare fixe, cu creșterea timpului de mediere, nivelul minim de zgomot scade, iar fiabilitatea validității răspunsurilor și, prin urmare, calitatea determinării pragului crește.

Criteriul de oprire a zgomotului:

Dacă este activat (adică criteriul de oprire a zgomotului >0 nV), înregistrarea unui traseu este oprită imediat ce zgomotul rezidual scade sub pragul de zgomot definit și nu se detectează nici un răspuns. Prin urmare, dacă este activată, această opțiune accelerează înregistrarea în cazul în care nu există răspuns.

Înainte de începerea testului, subiectul trebuie instruit cu privire la procedura de testare. Pentru a reduce artefactele musculare, subiectul trebuie să fie calm și complet relaxat, întinzându-se confortabil pe un fotoliu rabatabil sau pe un pat. Subiecții ASSR de 40 Hz trebuie să rămână treji, în timp ce subiecții ASSR de 80 Hz pot să doarmă. Pentru bebeluși, încercați să testați subiectul în timpul somnului spontan sau al sedării, dacă este aprobat medical. Pentru a reduce artefactele de mediu, efectuați măsurarea într-o încăpere cu radiații electromagnetice scăzute, adică într-o cabină metalică ecranată electric sau în orice altă încăpere fără dispozitive electrice pornite (de exemplu, calculator, lumină, telefon, mobil, transformator de putere) aflate în apropiere de echipamentul de măsurare. Un cablu de electrod protejat poate, de asemenea, ajuta la reducerea zgomotului electromagnetic. Se recomandă o cabină protejată acustic sau o cameră liniștită dacă se aplică ASSR pentru determinarea pragului la niveluri scăzute ale presiunii acustice.

Asigurați-vă că sunt conectate un traductor valid (de exemplu, căști de radio, căști de inserare, sonde de ureche, conductor osos) și cablu de electrod. Asigurați-vă că pielea este curată la pozițiile intenționate ale electrozilor. Pentru instrucțiuni suplimentare despre pregătirea pielii, amplasarea electrozilor și impedanța, consultați *Utilizare Practică* în secțiunea [3.2.5: Răspunsurile Auditiv de Trunchi Cerebral \(ABR\)](#).

Selectați urechea de testare (*dreapta + stânga*: măsurarea simultană a urechii dreapta și stânga - rețineți că în acest caz este recomandat montajul electrozilor simetrici). Se începe măsurarea impedanței electrozilor. Ambele impedanțe trebuie să fie <12 k Ω pentru a putea începe măsurarea. Se recomandă ca impedanțele să fie <6 k Ω și diferența dintre impedanța roșie și albă a electrozilor să fie <3 k Ω . După măsurarea cu succes a impedanței electrozilor, puteți începe testul apăsând butonul *redare*. Stimulii ASSR sunt prezentați prin traductor și răspunsul este detectat prin intermediul cablului de electrod. În timpul măsurării, impedanța electrozilor este monitorizată. În cazul în care cel puțin una dintre impedanțe devine prea mare (de exemplu, un electrod a căzut), testul este întrerupt automat. Testul poate fi continuat numai dacă impedanțele electrozilor revin la valorile tolerabile. Pentru informații suplimentare despre măsurarea impedanței, a se vedea *Utilizare Practică* în secțiunea [3.2.5: Răspunsurile Auditiv de Trunchi Cerebral \(ABR\)](#).

În timpul măsurării, pe ecran sunt furnizate următoarele informații (a se vedea *Figura 60*):

Valoarea statistică a unui ASSR este prezentată pentru fiecare combinație de frecvență/nivel testată ①. Traseele sunt afișate în roșu (urechea dreaptă) și/sau albastru (urechea stângă). Pentru ASSR de 40 Hz până la două și pentru ASSR de 80 Hz și pentru modul automat al ratei de stimulare se măsoară simultan până la patru combinații de frecvență/nivel. Un traseu este terminat dacă atinge partea de sus a casetei (răspuns valid), dacă atinge zona triunghiulară gri din casetă (răspuns nevalid) sau dacă se atinge timpul maxim mediu de configurare (răspuns nevalid). Bara de zgomot EEG ② reprezintă zgomotul biologic și extern care este un indicator al adecvării condițiilor de măsurare. În condiții bune de măsurare, bara de zgomot EEG ar trebui să rămână verde. Odată cu creșterea zgomotului, bara de zgomot EEG devine treptat galbenă și roșie, ceea ce indică faptul că artefactele biologice și externe pot fi prea mari, adică pacientul nu poate fi suficient de calm și relaxat (de exemplu, înghițind, mișcându-se, încleștând maxilarul/dinții) sau radiațiile electromagnetice pot fi prea proeminente. Când apăsați bara de zgomot EEG, este afișat un grafic de zgomot EEG ⑤. Puteți reveni la afișarea barei de zgomot EEG prin apăsarea graficului de zgomot EEG. Bara de progres general ③ arată progresul măsurătorii. Dacă bara este plină, secvența completă de testare este terminată. Impedanța electrozilor ④ este actualizată periodic în timpul măsurătorilor, iar măsurarea este pusă pe pauză dacă impedanța devine prea înaltă.

Testul poate fi pus pe pauză manual ⑦, continuat după o pauză (butonul *pauză* se transformă în buton *redare* - nu este arătat în *Figura 60*), sau oprit ⑥. De asemenea, o măsurătoare curentă poate fi sărită ⑧. Dacă se execută mai multe măsurători, se poate selecta combinația de frecvență/nivel (salt: ⑨): săriți nivelul la frecvență, oprire ⑩: săriți peste toate nivelurile la frecvență) după apăsarea butonului principal înainte ⑧. Butoanele înainte ⑨ și oprire ⑩ la combinațiile frecvență/nivel pot fi eliminate prin apăsarea din nou a butonului principal înainte ⑧. Starea de măsurare curentă pentru urechea dreaptă sau stângă poate fi afișată atunci când apăsați zona grafică stânga sau dreapta. Ecranul este colorat roșu pentru urechea dreaptă și albastru pentru urechea stângă. În prezent, combinațiile de frecvență/nivel testate sunt afișate cu simbolul ceasului ⑪, combinațiile de frecvență/nivel deja testate prezintă un semn verde de verificare ⑫ (răspuns valid), roșu ∅ ⑬ (răspuns nevalid) sau gri ∅ (răspuns incomplet, deoarece măsurarea a fost oprită pentru această combinație de frecvență/nivel).





Figura 60: Măsurare ASSR (sus: măsurare monoaurală ASSR de 40 Hz; stânga sus: ecran de măsurare standard; dreapta sus: ecran de măsurare cu grafic de zgomot EEG; jos: măsurare binară ASSR de 80 Hz; stânga jos: ecran de măsurare standard; dreapta: starea de măsurare și matricea rezultatelor)

Algoritmul statistic de răspuns se bazează pe testul de coerență al magnitudinii pătratice (Dobie și Wilson, 1989) și determină dacă un răspuns este prezent sau absent. Algoritmul de detecție a răspunsului compară media pătratică (= puterea) formei de undă medii la suma mediilor pătratice ale trecerilor unice și calculează un punctaj. Un răspuns valid este detectat dacă scorul de detecție de 4 (care este echivalent cu un nivel de semnificație de 5%) este obținut după ce un minim de 45 secunde a fost mediat. Aceasta înseamnă că puterea unei medii generale trebuie să fie de patru ori mai mare decât puterea adăugată a trecerilor unice.

După terminarea testului, este afișat rezultatul ASSR (a se vedea Figura 61 pentru vizualizări generale ale rezultatelor ASSR și Figura 62 pentru vizualizarea rezultatelor audiogramelor specifice ASSR Prag). Pentru toate măsurătorile ASSR, sunt disponibile trei ecrane. Matricea de stare a răspunsurilor ① indică starea răspunsului pentru fiecare combinație de frecvență/nivel testată, adică dacă răspunsul este valid (marcaj bifă verde), nevalid (roșu Ø) sau nedefinit/neverminat (gri Ø). Atunci când apăsați oricare dintre simbolurile de stare a răspunsurilor, sunt afișate informații detaliate despre răspunsuri ② care includ informații despre frecvența, nivelul, rata de stimulare și starea răspunsurilor în partea superioară a ecranului. Mai jos, traseul validității statistice este afișat în roșu (urechea dreaptă) sau albastru (urechea stângă). În Figura 61 puteți vedea trei exemple tipice de răspunsuri (stânga jos: răspuns valid - traseul validității atinge partea de sus a casetei înainte de atingerea valorii maxime a măsurătorii; mijloc inferior: răspuns nevalid - traseul validității atinge triunghiul gri în caseta; dreapta jos: răspuns nevalid - se ajunge la pauză fără a se obține un răspuns valid). În partea de jos sunt afișate amplitudinea răspunsurilor, amplitudinea zgomotului și impedanțele electrozilor. Puteți reveni la matricea de stare a răspunsurilor apăsând pe ecran sau pe butonul *înapoi*. Ecranul cu informații generale ③ prezintă traductorul aplicat, configurația testului (modul de testare, lățimea de bandă a stimulului, rata de stimulare) și timpul total de măsurare.

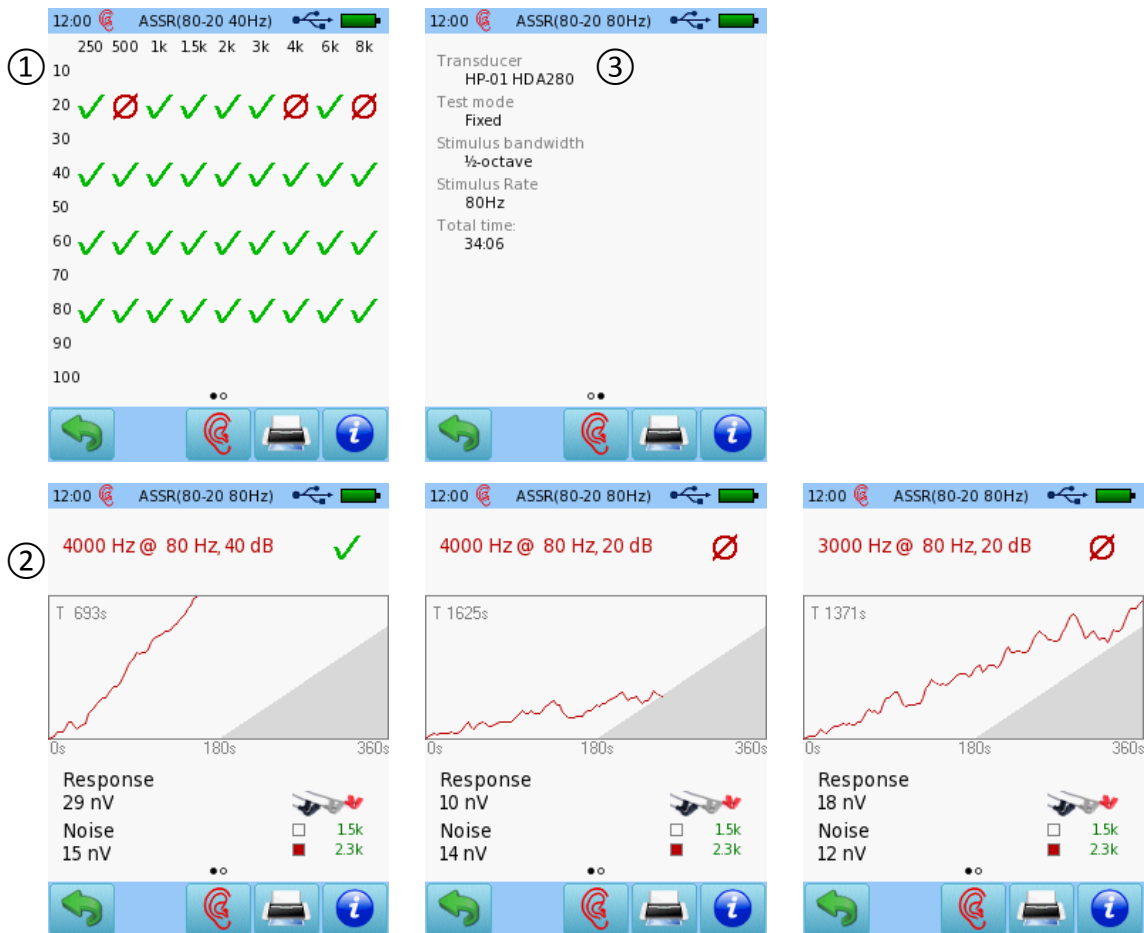


Figura 61: Rezultatul ASSR (stânga sus: matrice de stare de răspuns; dreapta sus: informații generale de testare; jos: informații detaliate de răspuns pentru răspunsurile valide și nevalide)

Pentru a asigura condiții adecvate de măsurare, zgomotul ar trebui să fie sub 20 nV după o perioadă de timp de 360 s. Odată cu creșterea mediei, zgomotul scade și invers, adică dacă se detectează rapid un răspuns valid ASSR, se așteaptă să se arate un zgomot mai mare.

Pentru ASSR Prag există o audiogramă ASSR suplimentară (a se vedea Figura 62). Audiograma prezintă pragurile ASSR estimate, care sunt derivate prin scăderea unei compensări determinate empiric de la cel mai mic nivel al stimulului la care a fost detectat un răspuns valid ASSR (Rosner, 2013a). Pragurile sunt afișate în culoarea roșie (urechea dreaptă) sau în culoarea albastră (urechea stângă). Lățimea simbolului de prag corespunde lățimii de bandă a stimulului configurat. Un simbol *săgeată în sus* la simbolul *prag* înseamnă că pragul este egal sau mai bun decât pragul afișat. Un simbol *săgeată în jos* înseamnă că pragul depășește nivelul la care este afișat acest simbol. Glisând un deget de la dreapta la stânga pe ecranul audiogramei, este afișată matricea de răspuns (a se vedea Figura 61).

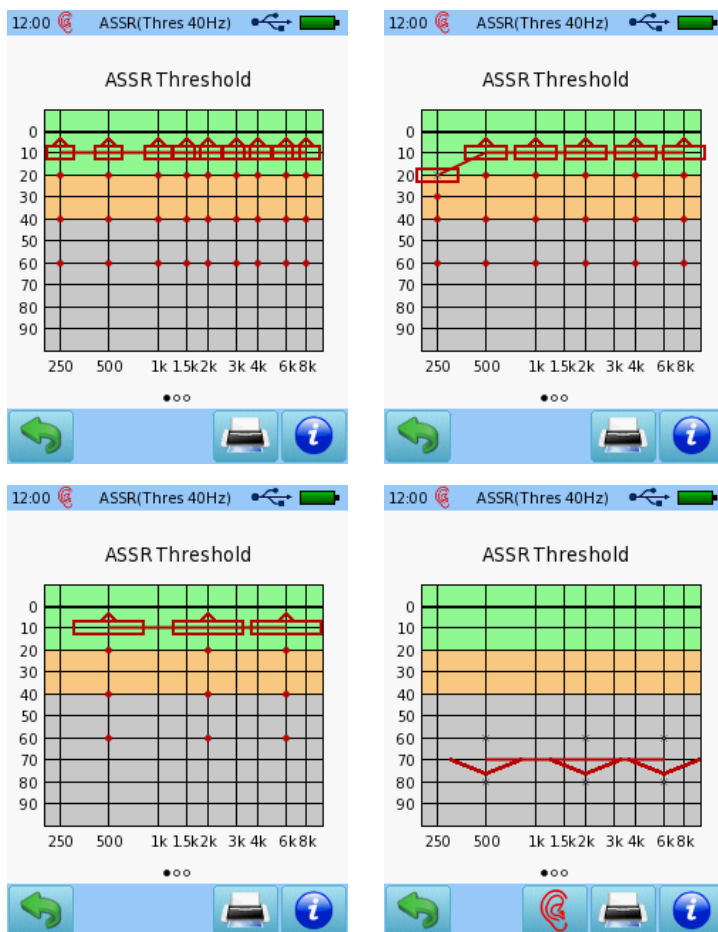
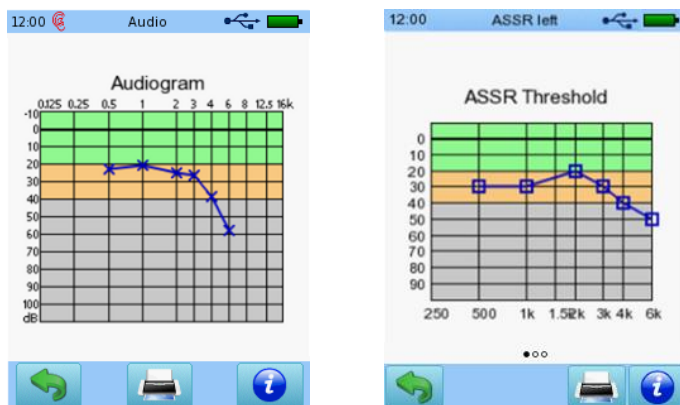


Figura 62: Rezultatul ASSR Prag (stânga sus: $\frac{1}{2}$ octavă lățime de bandă a stimulului; dreapta sus: o octavă lățime de bandă a stimulului; jos: două octave lățime de bandă a stimulului).

Următoarele exemple de cazuri (a se vedea Figura 63) arată că ASSR sunt capabile să estimeze în mod adecvat pragurile comportamentale. Relația dintre pragurile auditive estimate de măsurătorile ASSR și pragul de auz comportamental a fost investigat de diferite grupuri de studiu (de exemplu, Dimitrijevic și colab., 2002; Ahn și colab., 2007).



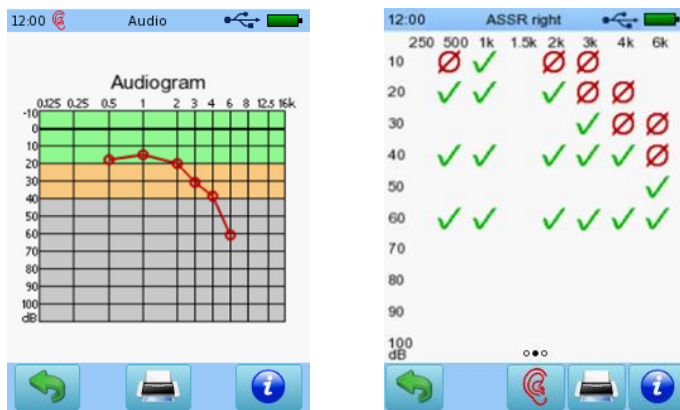


Figura 63: Exemple de cazuri ASSR (stânga sus/jos: praguri comportamentale de ton pur; dreapta sus: praguri ASSR; dreapta jos: matricea de stare a răspunsurilor ASSR)

LITERATURĂ

- 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 [Comparând audiometria cu ton pur și răspunsul auditiv la starea de echilibru pentru măsurarea pierderii auzului], Otolaryngology – Head and Neck Surgery [Otolaringologie - Chirurgia capului și gâtului] 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 [Estimarea audiogramei utilizând răspunsuri auditive multiple la starea de echilibru], Journal of the American Academy of Audiology [Jurnalul Academiei Americane de Audiologie] 13, p. 205-224.
- Dobie RA, Wilson MJ (1989): Analysis of auditory evoked potentials by magnitude squared coherence [Analiza potențialelor auditive evocate prin prisma coerenței pătratului magnitudinii], Ear and Hearing [Ureche și Auz] 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 [Răspunsuri auditive la starea de echilibru la stimulii modulației bazate pe întârzierea undelor mișcătoare cohleare]. Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din America] 122, p. 2772-2785
- Galambos R, Makeig S, Talmachoff PJ (1981): A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp [Un potențial auditiv de 40 de Hz înregistrat din scalpul uman], Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America [Volumul Conferinței Academiei Naționale de Științe a Statelor Unite ale Americii] 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 [Surse intracerebrale de răspunsuri auditive umane la starea de echilibru], Brain Topography [Topografia creierului] 15, p. 69-86.
- Herdman AT, Stapells DR (2003): Auditory steady state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairment [Pragurile de răspuns auditiv la starea de echilibru a adulților cu tulburări senzoriale de auz], International Journal of Audiology [Jurnalul Internațional de Audiologie] 42, p. 237-248.
- John MS, Lins OG, Boucher BL, Picton TW (1998): Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters, Audiology [Audiologie] 37, p. 59-82.
- John MS, Dimitrijevic A, van Roon P, Picton TW (2001): Multiple auditory steady-state responses to AM and FM stimuli [Răspunsuri auditive multiple la starea de echilibru la stimulii AM și FM], Audiology and Neurootology [Audiologie și Neurootologie] 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 [Răspunsul urmare a amplitudinii-modulației (AMFR): efectele ratei de modulare, frecvența purtătoare, vârsta și starea], Hearing Research [Cercetări privind auzul] 68, p. 42-52.
- Lins OG, Picton TW (1995): Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli [Răspunsurile auditive la starea de echilibru la stimuli simultani multipli], Electroencephalography and Clinical Neurophysiology [Electroencefalografia și Neurofiziologia Clinică] 96, p. 420-432.
- Ludwig A (2015): Multi-Stimulus suppression in DPOAE vs. ASSR [Suprimarea stimulului multiplu în DPOAE vs. ASSR], Prezentare IERASG.
- Ludwig A (2017): Multi-Rate Spread Spectrum ASSR [Spectrul împrăștiat multi-rată ASSR], Prezentare IERASG.
- Ludwig A, Rosner T (2016): Frequenzspezifische ASSR mit multiplen, nicht-konstanten Reizraten (Frequency-specific ASSR with multiple, non-constant stimulus rates / ASSR cu frecvență specifică cu rate multiple, neconstante de stimulare), Prezentare AGERA.
- Mäkelä JP, Hari R (1987): Evidence for cortical origin of the 40 Hz auditory evoked response in man [Dovezi privind originea corticală a răspunsului auditiv evocat de 40 Hz la om], Electroencephalography and Clinical Neurophysiology [Electroencefalografia și Neurofiziologia Clinică] 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 [Organizarea tonotopică a surselor răspunsurilor auditive la starea de echilibru la om], Hearing Research [Cercetări privind auzul] 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 [Potențiale evocate de modularea sinusoidală a amplitudinii sau frecvenței unui ton], Journal of the Acoustical Society of America [Jurnalul Societății Acustice din 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 [Utilizarea fazei în detectarea răspunsurilor auditive la starea de echilibru], Clinical Neurophysiology [Neurofiziologie Clinică] 112, p. 1698-1711.
- Picton TW, John MS, Dimitrijevic A, Purcell D (2003): Human auditory steady-state responses [Răspunsurile auditive umane la starea de echilibru], International Journal of Audiology [Jurnalul Internațional de Audiologie] 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 [Răspunsurile auditive umane la starea de echilibru: efectele intensității și frecvenței], Ear and Hearing [Ureche și Auz] 7, p. 300-313.
- Rosner T (2011): Zeitoptimierte Hörschwellenbestimmung mit otoakustischen Emissionen und auditorischen Potentialen [Determinarea pragului optimizat în funcție de timp, cu emisii otoacustice și potențiale auditive], dizertație, Technische Universität München.
- Rosner T (2013a): Chirp-evozierte ASSR mit einem Handgerät [ASSR modulatorie evocată pe un dispozitiv portabil], Întâlnirea anuală AGREA.
- Rosner T (2013b): Chirp evoked ASSR on a handheld device [ASSR modulatorie evocată pe un dispozitiv portabil], Întâlnirea anuală IERASG.
- Ross B, Draganova R, Picton TW, Pantev C (2003): Frequency specificity of 40-Hz auditory steady-state responses [Specificitatea frecvenței răspunsurilor auditive la starea de echilibru de 40 Hz], Hearing Research [Cercetări privind auzul] 186, p. 57-68.
- Stapells DR, Makeig S, Galambos R (1987): Auditory steady-state responses: threshold prediction using phase coherence [Răspunsuri auditive la starea de echilibru: predicția pragului folosind coerența

fazelor], *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* [Electroencefalografia și Neurofiziologia Clinică] 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 [Compararea răspunsurilor auditive multiple la starea de echilibru (80 față de 40 Hz) și a potențialelor corticale lente pentru estimarea pragului la adulții cu deficiență de auz], *International Journal of Audiology* [Jurnalul Internațional de Audiologie] 44, p. 613-624.

3.2.7 Electrocochleografia (ECochG)

Electrocochleografia (ECochG) înregistrează activitatea neurală din cohlee și nervul vestibulocohlear prin intermediul unui electrod în câmp apropiat poziționat în canalul urechii sau așezat pe suprafața timpanului (înregistrare extratimpanică) sau cu un electrod ac care perforază timpanul pentru a se sprijini pe promontoriul cohlear (înregistrare transtimpanică). Datorită naturii invazive a înregistrării transtimpanice, această tehnică de măsurare are doar aplicații limitate, iar înregistrarea extratimpanică este de obicei favorizată. Un montaj tipic de electrod include un electrod de canal de ureche introdus adânc în canalul urechii (sau un electrod membranar timpanic care se sprijină pe timpan) (electrod de înregistrare), un electrod de suprafață atașat la lobul urechii contralaterale sau mastoid (electrod de referință) și un electrod de suprafață atașat la obraz (electrod de împământare). Impedanțele pot fi relativ ridicate pentru electrozii canalului urechii, care pot duce, de asemenea, la o echilibrare slabă a impedanțelor electrozilor și, prin urmare, pot genera respingerea mai puțin eficientă a modului comun și suprimarea zgomotului. Mai mult decât atât, amplitudinea și raportul semnal-zgomot (SNR) al potențialelor înregistrate depind de adâncimea de inserție a electrodului canalului urechii, adică cu cât inserția este mai adâncă, cu atât amplitudinile sunt mai mari și SNR mai mic. De asemenea, este posibil să se utilizeze un electrod de suprafață atașat la lobul urechii ipsilaterale sau mastoid ca electrod de înregistrare. Cu toate acestea, această montare a electrodului, de obicei, suferă de amplitudini foarte reduse și, prin urmare, nu este recomandată. În general, atunci când se utilizează un electrod de înregistrare extratimpanic, este necesară o mediere a semnalului extins pentru a se obține răspunsuri adecvate.

Următoarele potențiale pot fi înregistrate și pot fi alocate aproximativ următoarelor locuri de generare: (1) potențialul microfonic cohlear (CM): celulele păroase externe, (2) potențial de sumare (SP): membrană bazilară și (3) potențial de acțiune (AP): nervul vestibulocohlear. Potențialul de acțiune, incluzând componenta sa principală N1, este de obicei cel mai proeminent vârf al răspunsului înregistrat și este de obicei dominat de activitatea fibrelor nervoase bazale. N1 corespunde efectiv undei I dintr-o măsurătoare ABR. Potențialul de sinteză și potențialul de acțiune pot fi intensificate prin însumarea răspunsurilor de rarefacție și de condensare. Potențialul microfonic cohlear seamănă cu forma de undă a stimulului, în special la nivelele de stimulare mici și medii și, prin urmare, poate fi ușor confundat cu artefactele de stimulare. În plus, potențialul microfonic cohlear poate fi acoperit de artefactul de stimulare atunci când se utilizează electrozi extratimpanici. Potențialul microfonic cohlear este suprimat prin stimularea cu polaritate alternantă. Vizibilitatea potențialului microfonic cohlear este îmbunătățită prin scăderea condensului din răspunsurile de rarefacție.

Ca stimul, se utilizează în mod obișnuit un clic sau o izbucnire de ton. Latența răspunsului este de aproximativ 1 până la 3 ms. Latențele potențialului de acțiune crește odată cu scăderea nivelului de stimulare, reflectând contribuția descrescătoare a regiunilor cohleare bazale. În contrast, latențele de potențiale microfonce cohleare și de sumare sunt mai degrabă independente de nivelul de stimulare. Amplitudinile tuturor componentelor cresc cu creșterea nivelului de stimulare. Potențialul de sumare prezintă o saturație distinctă la niveluri de stimulare ridicată. Mai ales amplitudinea potențialului de acțiune scade cu creșterea ratei de stimulare. Mascarea nu este, de obicei, aplicată pentru măsurătorile ECochG, deoarece potențialele înregistrate sunt potențiale de câmp apropiat, care sunt cel mai aproape de electrodul de înregistrare.

Aplicațiile clinice potențiale includ determinarea pragurilor de auz, identificarea și monitorizarea bolii Menière sau hidropsul endolinfatic și monitorizarea intraoperatorie. Cu toate acestea, rețineți că determinarea pragului de auz cu ajutorul ECochG (mai ales atunci când este înregistrată cu un electrod extratimpanic) nu este la fel de fiabilă ca și determinarea pragului de auz prin intermediul ABR.

UTILIZARE PRACTICĂ (modul în curs de pregătire, nu este disponibil în Firmware 2.2)

Rețineți că modulul ECochG se află în pregătire, astfel încât pot fi prezentate doar informațiile preliminare despre utilizarea practică a modulului și despre interfețele cu utilizatorul. Modulul nu este disponibil în Firmware 2.2.

Selectați *ECochG* din ecranul de selectare a modulelor. Dacă mai mult de un test AEP este licențiat, *ECochG* poate fi găsit în secțiunea *AEP*. Selectați presetarea pe care doriți să o efectuați. Dacă este necesar, schimbați parametrii (de exemplu, nivelul de stimulare, rata de stimulare) și numele presetării, după cum este necesar.

Înainte de începerea testului, subiectul trebuie instruit cu privire la procedura de testare. Pentru a reduce artefactele musculare, subiectul trebuie să fie calm și complet relaxat întinzându-se confortabil pe un fotoliu rabatabil sau pe un pat. Pentru bebeluși, încercați să testați subiectul în timpul somnului spontan sau al sedării, dacă este aprobat medical. Pentru a reduce artefactele de mediu, efectuați măsurarea într-o încăpere cu radiații electromagnetice scăzute, adică într-o cabină metalică ecranată electric sau în orice altă încăpere fără dispozitive electrice pornite (de exemplu, calculator, lumină, telefon, mobil, transformator de putere) din apropierea echipamentului de măsurare. Un cablu de electrod protejat poate, de asemenea, ajuta la reducerea zgomotului electromagnetic. Se recomandă o cabină protejată acustic sau o cameră liniștită dacă se aplică ECochG pentru determinarea pragului la niveluri scăzute de presiune acustică.

Asigurați-vă că sunt conectate un traductor valid (de exemplu, căști de radio, căști de insera, sondă de ureche) și cablul de electrod și că ambele cabluri sunt separate unul de celălalt, pentru a reduce diafonia de la traductor. Asigurați-vă că pielea este curată la pozițiile dorite ale electrozilor de suprafață (referință, împământare). Pentru instrucțiuni suplimentare despre pregătirea pielii, amplasarea electrozilor și impedanță, consultați *Utilizare Practică* în secțiunea [3.2.5: Răspunsurile Auditiv de Trunchi Cerebral \(ABR\)](#). Selectați un electrod adecvat pentru înregistrare și poziționați electrodul de înregistrare în canalul urechii. Pentru informații suplimentare despre montarea electrozilor și aspecte privind selectarea electrozilor, consultați paragraful inițial al secțiunii ECochG.

Selectați urechea de testare. Se începe măsurarea impedanței electrozilor. Ambele impedanțe trebuie să fie potrivite pentru efectuarea unei măsurători. Pentru informații suplimentare despre măsurarea impedanței, consultați *Utilizare Practică* în secțiunea [3.2.5: Răspunsurile Auditiv de Trunchi Cerebral \(ABR\)](#). După măsurarea cu succes a impedanței electrozilor, puteți începe testul apăsând butonul *redare*. Stimulul ECochG este prezentat prin traductor și răspunsul este detectat prin intermediul cablului de electrod. În timpul măsurării, impedanța electrozilor este monitorizată. În cazul în care cel puțin una dintre impedanțe devine prea mare (de exemplu, un electrod a căzut), testul este întrerupt automat. Testul poate fi continuat numai dacă impedanțele electrozilor revin la valorile tolerabile.

În timpul măsurării, pe ecran sunt furnizate următoarele informații (a se vedea *Figura 64*):

Traseele ECoChG sunt prezentate pentru nivelul și rata de stimulare configurate în trei grafice: răspunsurile de la stimulii de rarefacție și de condensare prezentați împreună într-o singură diagramă ①, răspunsurile de rarefacție și de condensare adăugate pentru a obține un singur traseu ②, și răspunsurile de rarefacție și de condensare scăzute pentru a obține un singur traseu ③. Traseul testat este afișat în roșu (urechea dreaptă) sau albastru (urechea stângă).

În timpul măsurării ECoChG, bara de zgomot EEG ④ reprezintă zgomotul biologic și extern, care este un indicator al adecvării condițiilor de măsurare. În condiții bune de măsurare, bara de zgomot EEG ar trebui să rămână verde. Odată cu creșterea zgomotului, bara de zgomot EEG devine treptat galbenă și roșie, ceea ce indică faptul că artefactele biologice și externe pot fi prea mari, adică pacientul nu poate fi suficient de calm și relaxat (de exemplu, înghițind, mișcându-se, încleștând maxilarul/dinții) sau radiațiile electromagnetice pot fi prea proeminente. Când apăsați bara de zgomote EEG, este afișat un grafic de zgomot EEG. Puteți reveni la afișarea barei de zgomote EEG prin apăsarea graficului de zgomot EEG. Bara de progres ⑤ arată progresul măsurătorii. Dacă bara este plină, măsurarea este finalizată, adică numărul de medii care a fost definit de utilizator este atins. Impedanța electrozilor ⑥ este actualizată periodic în timpul măsurătorilor și măsurarea este întreruptă dacă impedanța devine prea înaltă. Testul poate fi pus pe pauză manual ⑦ sau oprit ⑧.

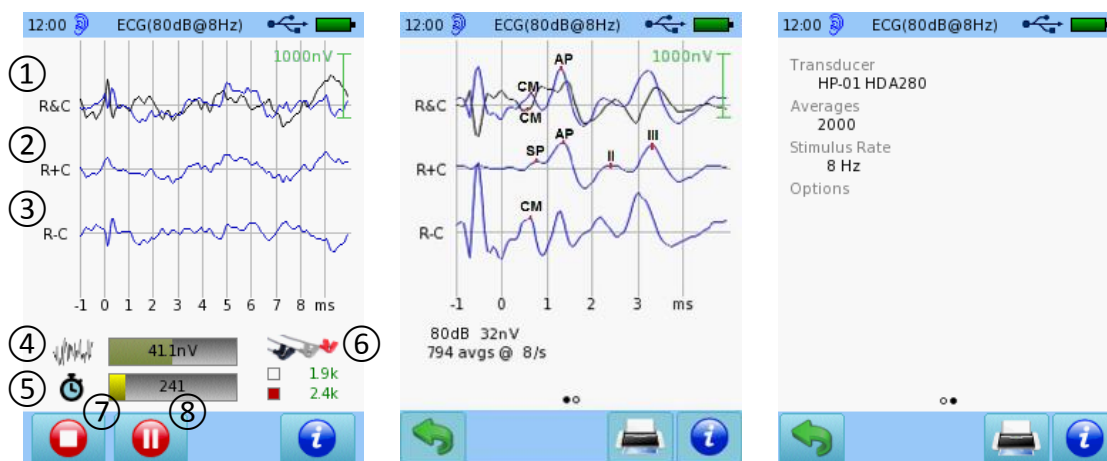


Figura 64: Măsurare ECoChG (stânga) și rezultat (mijloc, dreapta)

După terminarea testului, este afișat rezultatul ECoChG (a se vedea Figura 64). Traseele ECoChG înregistrate sunt afișate din nou în trei diagrame (rarefacție și condensare, rarefacție plus condensare, rarefacție minus condensare) așa cum se explică mai sus. Sub grafic, informații suplimentare de testare sunt afișate, de exemplu, nivelul de stimulare, zgomotul, numărul de medii și rata de stimulare. Prin deplasarea peste axa de timp puteți ajusta rezoluția axei temporale. Glisând un deget de la dreapta la stânga pe ecranul de rezultate, puteți trece la ecranul cu rezultatele generale de informare, care prezintă informații despre traductorul utilizat și setări (medii, rata de stimulare și alte opțiuni de testare). Pentru a asigura condiții adecvate de măsurare, zgomotul ar trebui să fie <100 nV după 2000 de medii. La medii în creștere, zgomotul scade.

LITERATURĂ

- American Speech-Language-Hearing Association [Asociația Americană Vorbire-Limbă-Auz] (1987): Short latency auditory evoked potentials [Potențiale evocate auditiv cu latență scurtă], online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.

- Eggermont JJ (1974): Basic Principles For Electrocochleography [Principii de bază pentru electrocochleografie], 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 [Electrocochleografia: o trecere în revistă a abordărilor de înregistrare, aplicații clinice și noi descoperiri la adulți și copii], Journal of the American Academy of Audiology [Jurnalul Academiei Americane de Audiologie] 21, p. 145–152.
- Sohmer H, Feinmesser M (1973): Routine Use Of Electrocochleography (Cochlear Audiometry) On Human Subjects [Utilizarea obișnuită a electrocochleografiei (audiometrie cohleară) asupra subiecților umani], Audiology [Audiologie], 12:3, p. 167-173.

3.2.8 Privire de ansamblu: Audiometria de imitață

Funcția urechii medii este de a minimiza pierderea de energie acustică care apare atunci când sunetul este transferat din aer în canalul urechii externe (densitate scăzută) la fluidul din urechea internă (densitate mare). Fără caracteristicile specifice ale urechii medii, aproximativ 99,9% din energia sonoră ar fi reflectată la fluidul urechii interne datorită densităților diferite. Urechea medie ajută la îmbunătățirea transmiterii energiei la urechea internă prin creșterea presiunii și forței acustice (a se vedea *Figura 65*). Creșterea presiunii acustice se datorează pur și simplu faptului că zona membranei timpanice este de șaptesprezece ori mai mare decât suprafața piciorului scăriței, care este legătura dintre urechea medie și cea internă la fereastra ovală. Creșterea presiunii acustice devine clară atunci când privim ecuația fizică, care definește presiunea ca forță împărțită la suprafață ($p = F / A$). Astfel, cu o suprafață redusă și aceeași forță, presiunea crește. Creșterea forței se datorează lungimii diferite a ciocanului și a nicovalei care asigură o acționare a pârghiei lanțului osicular (ciocan, nicovală și scăriță). Ambele mecanisme oferă o potrivire a impedanței care permite o transmisie de până la 60% din energia sonoră la urechea internă la aproximativ 1 până la 3 kHz.

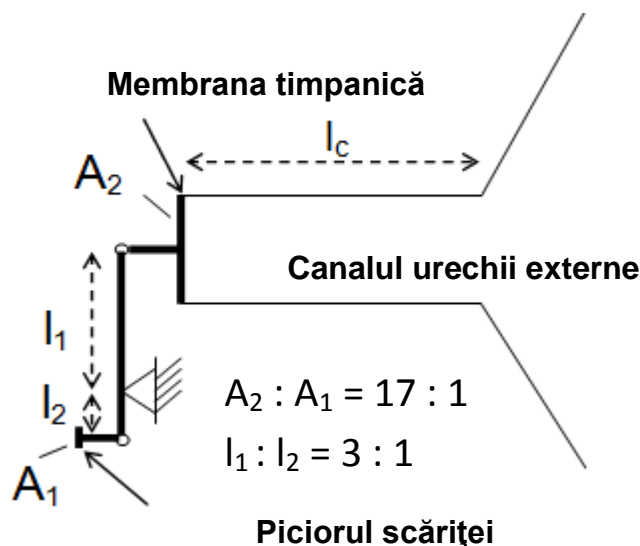


Figura 65: Desen schematic al urechii medii. A_1 și A_2 sunt suprafețele piciorului scăriței și a membranei timpanice, l_1 și l_2 sunt lungimile brațelor ciocanului și nicovalei

Urechea medie poate spori impedanța dacă este necesar pentru a oferi protecție împotriva sunetelor puternice. În cazul unui sunet care depășește 80 dB HL, mușchiul stapedian este activat, rezultând o rigiditate crescută a urechii medii. În consecință, energia transmisă urechii interne scade. Reflexul stapedian este activ atât pe urechea ipsilaterală, cât și pe urechea contralaterală.

Termenul imitață cuprinde impedanța Z (unitate: ohm acustic) sau admitanța Y ($= 1/\text{impedanță}$, unitate: mho acustic) și componentele lor complexe. În ceea ce privește urechea medie, impedanța definește opoziția urechii medii cu fluxul de energie acustică, în timp ce admitanța definește cantitatea de energie care curge în urechea medie. În diagnosticile urechii medii, de obicei, admitanța este evaluată. Admitanța este determinată de compliantă ($= 1/\text{rigiditate}$, sarcină pe arc), masă și frecare sau rezistență. Din punct de vedere matematic, admitanța Y este o valoare complexă constând din conductanța G (partea reală) și susceptanța B (partea imaginară), adică $Y = G + jB$. Frecarea influențează conductanța, în timp ce respectarea și masa influențează susceptanța. Conductanța (frecare) este independentă de frecvență, în timp ce susceptanța (compliantă, masa)

depinde de frecvența cu susceptanța conformă, fiind invers proporțională cu frecvența și susceptanța de masă fiind direct proporțională cu frecvența. Cu o frecvență crescătoare, susceptanța totală progresează de la valori pozitive (rigiditate controlată) către 0 mmho (rezonanță) la valori negative (controlată în masă). Frecvența de rezonanță este direct proporțională cu rigiditatea urechii medii, adică cu rigiditate mărită, frecvența de rezonanță crește (de exemplu cu otoscleroză) și invers proporțională cu masa urechii medii, adică cu masa în creștere, frecvența de rezonanță scade.

Setarea tipică de măsurare constă dintr-o sondă de ureche care este sigilată în canalul urechii și conține un difuzor care produce semnalul de stimulare, un microfon care monitorizează răspunsul (adică porțiunea stimulului reflectată de membrana timpanică) și un port pneumatic pentru aplicarea presiunii aerului printr-un tub de aer. Dispozitivul la care este conectată sonda pentru ureche furnizează pompa pentru generarea unei presiuni de aer variabile. Calibrarea impedanței este efectuată în mod obișnuit cu câteva cavități de testare de volume diferite. Cavitățile de testare au un volum definit de aer astfel încât admitanța lor este cunoscută. Aceasta permite calibrarea dispozitivului pentru o gamă tipică de admisiile acustice.

Audiometria de imitanță determină reflexia sunetului la tamburul urechii și, prin urmare, este capabilă să furnizeze informații privind disfuncția urechii medii cauzate de diferite patologii ale urechii medii, incluzând otoscleroza (creșterea rigidității), otita medie (creșterea masei) și disfuncția tubului Eustachian (descreșterea presiunii statice în cavitatea timpanică). Patologiile diferite pot avea ca rezultat timpanograme similare (de exemplu, timpamografia plată poate să apară datorită fixării ciocamișio sau a efuziunii urechii medii) și aceeași patologie la subiecți diferiți sau cu caracteristici diferite nu poate determina forme timpanograme identice (de exemplu, timpanograma în efuziunea urechii medii este dependentă), astfel încât să fie necesare diagnostice suplimentare. Testele de timpanometrie și reflex acustic nu pot fi efectuate în mod rezonabil dacă timpanul este perforat (de exemplu, dacă este instalat un tub timpanostomic). Pentru mai multe informații despre timpanometrie, testarea reflexului acustic și testele de funcționare a tubul Eustachian, consultați secțiunile [3.2.9: Timpanometria](#), [3.2.10: Testarea Reflexului Acustic](#), și [3.2.11: Testele de funcționare a tubului Eustachian](#), respectiv.

UTILIZARE PRACTICĂ

Se recomandă verificarea periodică a funcționalității sistemului pneumatic (adică tubul de aer și unitatea de pompare). Acest lucru se poate face prin testarea unității de pompare (a se vedea *Figura 66*), care verifică generarea și retenția corectă a presiunii. Conectați sonda de ureche pentru timpanometrie la dispozitiv și asigurați-vă că și tubul de aer este atașat corespunzător la dispozitiv. Așezați vârful sondei într-o cavitate de testare adecvată și asigurați-vă că vârful sondei este introdus adânc în cavitatea de testare, astfel încât să nu existe nici o scurgere între vârful sondei și cavitatea de testare. În primul rând, este testată generarea de presiune. Presiunea aerului static începe la 0 daPa și crește continuu până la +200 daPa, adică ar trebui să fie afișată o curbă în continuă creștere. În al doilea rând, se testează retenția de presiune. Presiunea inițială de aer statică de +200 daPa trebuie menținută fără reducerea semnificativă a presiunii aerului în timpul testului, adică o linie destul de plată ar trebui să fie afișată. Dacă sistemul pneumatic funcționează în mod corespunzător, testul trece (adică este afișată o pictogramă verde). Rețineți că, în cazul în care al doilea subtest (retenție de presiune) eșuează, se poate datora unei conexiuni neetanșă, care poate apărea în primul rând între sonda și cavitatea de testare. În acest caz încercați o altă cavitate de testare sau încercați să sigilați sonda pentru urechi detașând vârful sondei și așezând un deget pe partea superioară a

canalelor de ieșire. În mod alternativ, efectuați testul pentru unitatea de pompare numai după cum urmează: detașați sonda de ureche pentru timpanometrie de la dispozitiv și sigilați mufa de presiune a aerului la dispozitiv, de exemplu, cu un deget sau prin înșurubarea capacului de pe priza mufei de evacuare a presiunii. În această configurație este testată numai unitatea de pompare a dispozitivului.

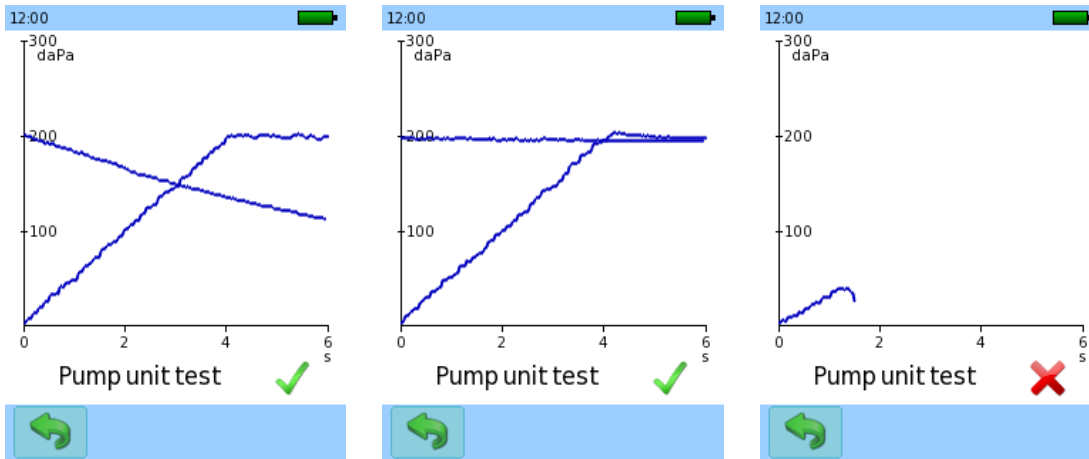
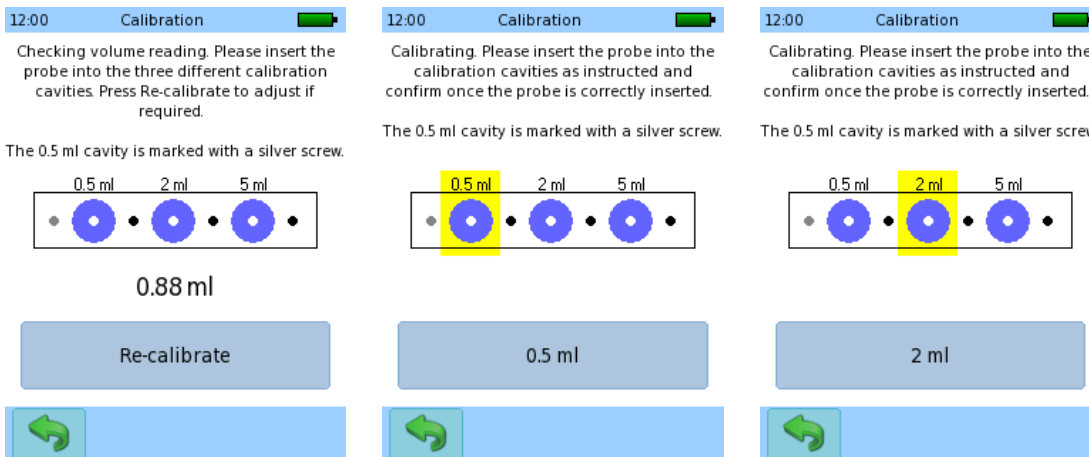


Figura 66: Testarea unității de pompare (stânga: testare cu etanșare sigură a vârfului sondei; mijloc: testare cu priză de ieșire de presiune închisă; dreapta: testarea nereușită cu etanșare neetanșată atunci când vârful sondei nu este introdus în cavitatea de testare)

Se recomandă reajustarea calibrării admitanței pe dispozitiv în mod regulat prin procedura de calibrare a timpanometriei (a se vedea Figura 67), care stabilește valorile corecte de referință pentru admitanță pentru cele trei cavități de testare a volumului cunoscut (0,5, 2,0 și 5,0 ml).



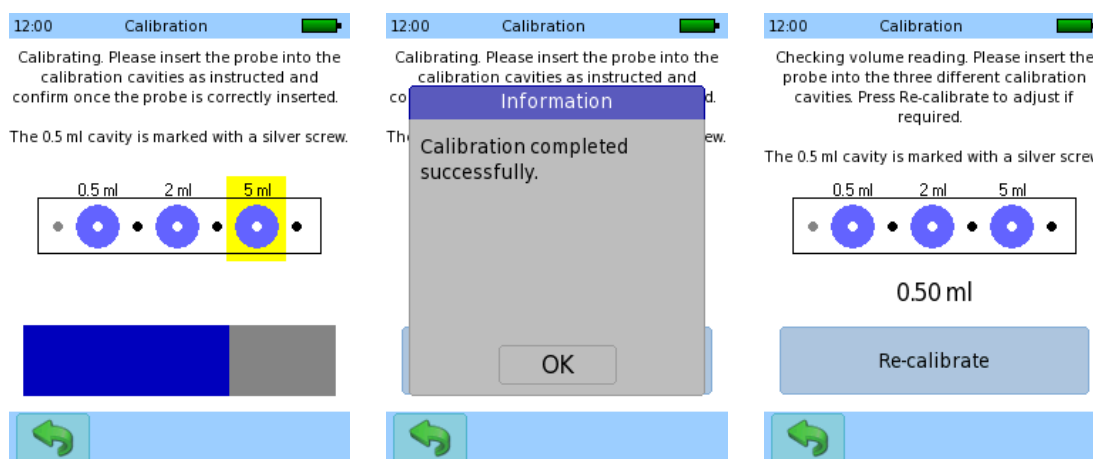


Figura 67: Calibrarea admitanței la trei volume diferite

Pentru acest test, utilizați caseta cu cavități de testare furnizată. Introduceți vârful corect al sondei (PT-S) în prima cavitate de testare (de exemplu, 0,5 ml) și asigurați-vă că vârful sondei este introdus adânc în cavitatea de testare, astfel încât să nu existe scurgere între vârful sondei și cavitatea de testare. Așteptați până la liniștirea valorii volumului. Dacă valoarea afișată diferă de valoarea nominală, apăsați butonul de recalibrare. Apăsați butonul de volum (0,5 ml) pentru a începe calibrarea pentru volumul de 0,5 ml. Admitanța respectivă este ajustată corespunzător. Continuați cu celelalte două volume așa cum este indicat pe ecran. În timpul calibrării pentru un volum, este afișată o bară de progres. Dacă toate cele trei volume de testare au fost calibrate, va apărea o casetă de mesaje care indică o calibrare reușită sau nu. Dacă calibrarea a eșuat, repetați procedura și asigurați-vă că utilizați volumele corecte așa cum este indicat pe ecran. Rețineți că volumul cavității de lângă șurubul de argint reprezintă volumul de 0,5 ml. După ce calibrarea a reușit, puteți verifica calibrarea de admitanță prin reintroducerea calibrării de timpanometrie. Verificați dacă valoarea afișată corespunde valorii nominale respective.

Dacă există vreo abatere de la comportamentul descris mai sus sau dacă bănuieți orice disfuncție, vă rugăm să încercați din nou cu o altă sondă de ureche pentru timpanometrie și/sau să vă adresați distribuitorului.

LITERATURĂ

- American Speech-Language-Hearing Association [Asociația Americană Vorbire-Limbă-Auz] (1988): Tympanometry [Timpanometrie], online: <http://www.asha.org/policy/RP1988-00027.htm>
- Shanks J, Shohet J (2009): Tympanometry in clinical practice [Timpanometria în practica clinică], în: Handbook of clinical audiology [Manual de audiologie clinică] (editori: Katz J, Medwetsky L, Burkard R, Hood L), Lippincott, Williams & Wilkins, p. 157-188.

3.2.9 Timpanometria

METODOLOGIE

Conducția sonoră prin urechea medie (de la membrana timpanică, prin osicule până la piciorul scăriței) poate fi testată prin măsurarea admitanței acustice (= 1/impedanță) a membranei timpanice în timp ce variază presiunea statică în canalul urechii externe folosind o pompă de aer. Funcția membranei timpanice este cea mai bună dacă presiunea este egală pe ambele părți, adică în cavitatea timpanică și în canalul urechii externe. În această stare, vibrația membranei timpanice este maximă și cea mai mare parte a unui semnal sonor este transmisă la urechea internă și doar o mică parte este reflectată. În cazul unei presiuni diferite pe ambele părți ale membranei timpanice, se reflectă mai multă energie. Această situație poate să apară de exemplu datorită unei tulburări de ventilație a cavității timpanice, există fluid în cavitatea timpanică sau membrana timpanică este perforată. În general, trebuie luat în considerare faptul că testele de impedanță se referă doar la energia acustică care curge în urechea medie, dar nu la cantitatea de energie transmisă prin sistem. Există patologii specifice (de exemplu, plachete timpanosclerotice) care pot determina o timpanogramă anormală, dar nu sunt asociate cu o pierdere de auz distinctă. În contrast, otoscleroza poate produce o timpanogramă relativ normală, cu o pierdere a auzului marcată.

Datorită poziției de măsurare, care este îndepărtată de membrana timpanică, măsurarea admitanței este influențată de proprietățile urechii medii și ale canalului extern și, prin urmare, și de adâncimea de inserție a sondei de ureche. Pentru a obține doar o măsură a admitanței urechii medii, admitanța canalului urechii trebuie eliminată din admitanța generală. La o tensiune suficientă a membranei timpanice printr-o presiune pozitivă sau negativă ridicată, admitanța urechii medii este condusă spre zero, adică admitanța în aceste condiții oferă o estimare a admitanței canalului urechii. Admitanța canalului urechii poate fi scăzută din admitanța generală datorită presupunerii că impedanțele canalului urechii și ale urechii medii sunt configurate în paralel (Djupestrand și Zwislocki, 1972), ceea ce înseamnă că admitanțele sunt însumate ($Y_{total} = Y_{canal\ ureche} + Y_{ureche\ medie}$). Cu toate acestea, această ipoteză este doar o aproximare, astfel încât admitanța canalului urechii derivată din măsurătorile timpanometrice este o estimare. În general, această procedură este considerată adecvată pentru utilizarea clinică.

Timpanometria clinică standard este efectuată, de obicei, cu un stimul de frecvență joasă la 226 Hz (sau 220 Hz). La frecvențe joase, sistemul normal al urechii medii este controlat cu rigiditate, iar susceptanța (elementul de rigiditate) contribuie mai mult la admitanța generală decât la conductanța (element fricțional). Alte frecvențe tipice ale tonului sondei includ 678 Hz (sau 630, 660 Hz), 800 Hz și 1000 Hz.

În mod obișnuit, presiunea statică a aerului variază de la +300 daPa la -300 daPa. Direcția de schimbare a presiunii (adică de la presiunea pozitivă la cea negativă sau invers) poate influența admitanța statică (Wilson și colab., 1984). La tonuri de frecvență mai înaltă ale unde (de exemplu, 678 Hz), timpanogramele crestate sunt mai frecvente cu schimbarea presiunii în creștere (Wilson și colab., 1984). De asemenea, rata de schimbare a presiunii poate avea un efect asupra timpanogramelor. Timpanogramele cu vârf unic cresc în mod obișnuit în amplitudine odată cu creșterea schimbării ratelor de presiune, dar crește și incidența timpanogramelor cu vârfuri multiple (Creten și van Camp, 1974). Mai mult decât atât, incidența crestăturilor crește odată cu trecerile succesive ale măsurătorilor de timpanometrie, poate datorită viscoelasticității membranei timpanice.

Rezultatul măsurării admitanței este un grafic numit timpanogramă care descrie admitanța urechii medii ca o funcție a presiunii statice a aerului în canalul urechii externe (a se vedea *Figura 68*). Diferitele patologii ale urechii medii prezintă diferite forme de timpanogramă. Următoarea descriere detaliată se referă la timpanogramele cu frecvență joasă (226 Hz). În cazul funcționării normale a urechii medii, forma timpanogramei corespunde unei curbe clopot Gaussian, cu valoarea maximă fiind în jurul presiunii statice zero (linia solidă neagră), adică energia maximă este transferată în urechea medie la presiunea atmosferică fără deplasarea presiunii statice. Dacă există o disfuncție a tubului Eustachian, vârful curbei clopotului Gaussian este deplasat în direcția valorilor presiunii negative (linia întreruptă roșie). Aceasta se datorează faptului că membrana timpanică se deplasează cel mai bine în poziția sa normală, adică atunci când presiunea statică în canalul urechii și presiunea statică în cavitatea timpanică sunt aceleași. Dacă presiunea statică în cavitatea timpanică este negativă atunci presiunea statică din canalul urechii externe trebuie să fie negativă cu aceeași valoare. Ca rezultat, vârful curbei clopotului Gaussian este prezent exact la presiunea statică care este obținută în cavitatea timpanică. În cazul efuziunii urechii medii, masa urechii medii este crescută. În acest caz mișcarea urechii medii este redusă considerabil, rezultând o scădere a complianței (linia albastră punctată), care este aproape independentă de presiunea statică. De asemenea, în cazul otosclerozei mișcarea urechii medii este redusă. Ca o consecință, vârful curbei clopotului Gaussian este mic, cu toate acestea situat în intervalul de presiune statică zero (curba solidă gri).

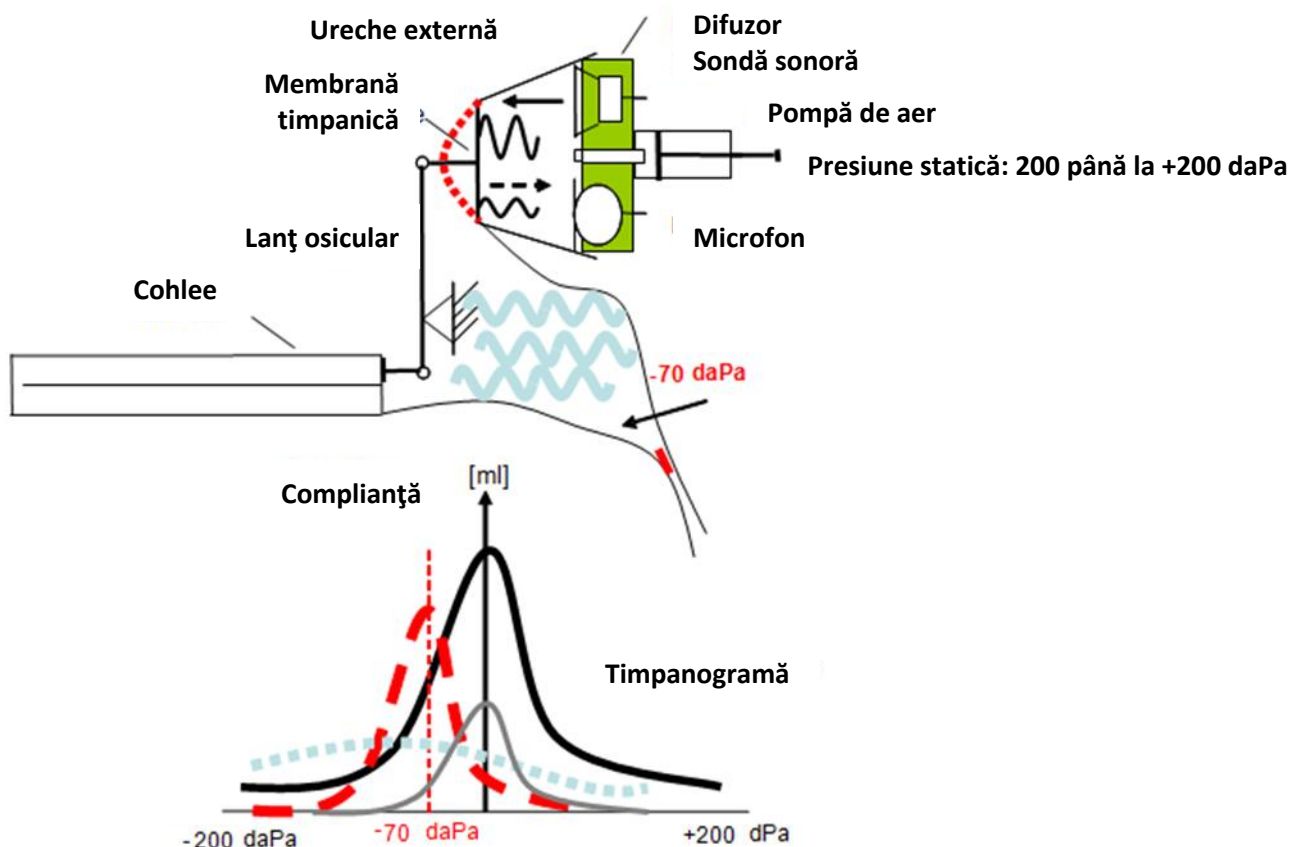


Figura 68: Schema generală a timpanometriei (sus) cu exemple de timpanograme (jos: linia solidă neagră: normal; linia solidă gri: otoscleroză; linia punctată roșie: disfuncția tubului Eustachian; linia punctată albastru deschis: efuziune)

Parametrii tipici dintr-o timpanogramă sunt forma timpanometrică, volumul canalului urechii, admitanța statică, presiunea vârfului timpanometric și lățimea timpanometrică. Jerger și Northern (1980) au introdus trei tipuri de forme de timpanograme, care se referă la timpanograme de joasă frecvență (226 Hz). Tipul A reprezintă o timpanogramă normală cu un vârf pronunțat în jurul valorii de 0 daPa, Tipul B prezintă o timpanogramă plată fără vârf pronunțat, iar Tipul C se referă la timpanogramele cu vârful deplasat la presiunea statică negativă. Pentru frecvențele reduse ale tonurilor sondei, se produce de obicei o timpanogramă cu un singur vârf. Cu toate acestea, în cazul nou-născuților și pentru frecvențele mai mari ale tonului sondei, timpanogramele prezintă deseori vârfuri și creștături multiple (în funcție de care componentă a imitanței este măsurată).

Volumul canalului urechii este în mod tipic estimat ca admitanța la presiunea maximă negativă sau pozitivă (de exemplu, la +200 daPa). Pentru tonurile sondei de joasă frecvență apare doar o mică eroare datorită unei diferențe de fază între vectorul de admitanță a urechii medii și a canalului urechii. La frecvențe mai mari, această eroare devine mai proeminentă. Pentru un ton de sondă de 226 Hz, volumul canalului urechii este de obicei dat în ml (care este similar cu mmho la această frecvență și în condiții specifice de mediu). Pentru tonurile de frecvență mai mari ale sondei, volumul canalului urechii este dat în mmho. Timpanograma poate fi normalizată prin scăderea volumului canalului urechii din curbă, producând admitanța acustică statică compensată Y_{tm} , care este o estimare a admitanței acustice la suprafața laterală a membranei timpanice. Este de obicei mai mare atunci când se utilizează presiunea maximă negativă (mai degrabă decât cea maximă pozitivă) pentru a estima admitanța canalului urechii (Margolis și Smith, 1977). Presiunea vârfului timpanometric este presiunea la care are loc admitanța maximă. Lățimea timpanometrică este diferența de presiune la o jumătate din admitanța acustică statică compensată. Ea cuantifică claritatea relativă a vârfului.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați *Tymp* din ecranul de selectare a modulelor. Modulul *Tymp* poate fi găsit în secțiunea Imitanță. Selectați presetarea pe care doriți să o efectuați. Dacă este necesar, schimbați parametrii (de exemplu, presiunea minimă/maximă, viteza de schimbare a presiunii, frecvența tonului sondei, pornirea automată, oprirea automată, opțiunile reflexe) și numele presetării, după cum este necesar. Diferitele opțiuni de parametru și posibilele aplicații sunt explicate în cele ce urmează:

Setarea presiunii:

Configurează intervalul de presiune și viteza pompei. Intervalul de presiune este de la -600 până la +400 daPa pentru clasa 1 și de la -300 la +300 pentru clasa 2. Viteza unității pompei poate fi setată în trepte de 50 daPa/s la valori de la 50 la 200 daPa/s. Opțiunea "afap" modifică presiunea cât mai repede posibil cu 600 daPa/s la reducerea maximă a vitezei la 200 daPa/s imediat ce se ajunge la o creștere abruptă a curbei timpanometrice.

Frecvența tonului sondei:

Valoarea implicită este de 226 Hz. Clasa 1 oferă în plus tonuri ale sondei de 678, 800 și 1000 Hz. 226 Hz este folosit în mod obișnuit pentru că timpanograma prezintă modele distincte care permit o clasificare a timpanogramelor (tip A, B, C). 1000 Hz este frecvent utilizat pentru copii mici. Rețineți că opțiunea pentru mai multe frecvențe (MF) permite testarea tuturor celor patru frecvențe simultan fără a influența rezultatele testului sau a crește timpul de testare.

Pornirea automată:

Înregistrarea cu timpanograme este pornită de îndată ce se detectează o potrivire adecvată a sondei. Dacă opțiunea este dezactivată, testul trebuie pornit manual prin apăsarea butonului *redare*.

Oprirea automată:

Înregistrarea cu timpanograme poate fi oprită de îndată ce este detectat vârful timpanometric, ceea ce înseamnă că presiunea nu va fi scăzută mai mult decât este necesar.

Controlul manual al presiunii:

Timpanograma poate fi înregistrată manual, adică presiunea poate fi stabilită de examinator.

Testul de timpanometrie poate fi opțional efectuat cu testarea automată a reflexului acustic. Dacă doriți să efectuați un test de reflex acustic imediat după timpanometrie, selectați opțiunile de reflex din setările pentru timpanometrie (a se vedea [3.2.10: Testarea Reflexului Acustic](#)).

Asigurați-vă că este conectat un traductor valid (sonda de ureche pentru timpanometrie EP-TY) la dispozitiv și verificați dacă conectorul tubului de aer este înșurubat strâns pe soclul de evacuare a presiunii dispozitivului (a se vedea *Figura 69*). Puteți folosi o clemă pentru a fixa cablul sondei de ureche la hainele subiectului. Selectați un vârf de ureche cu dimensiunea potrivită pentru dimensiunea vârfului sondei și dimensiunea canalului urechii subiectului. Asigurați-vă că sonda de ureche este introdusă fără o scurgere între sonda de ureche și canalul urechii. Vârfurile de spumă nu sunt de obicei potrivite pentru a efectua timpanometria deoarece nu sunt etanșe.

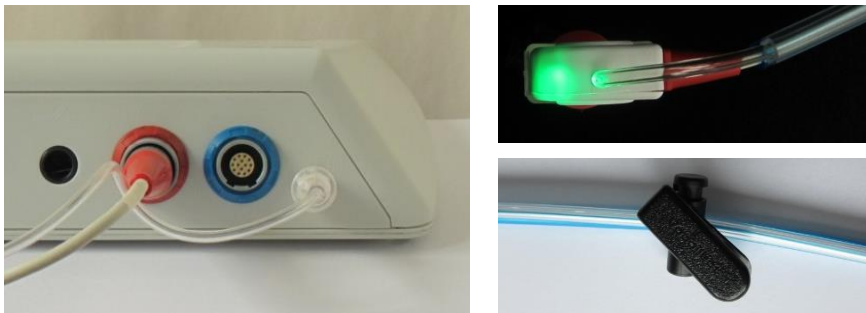


Figura 69: Configurarea timpanometriei (stânga: atașarea sondei de ureche pentru timpanometrie EP-TY la un dispozitiv Sentiero Desktop; dreapta sus: lampă de stare EP-TY; dreapta jos: clemă de fixare)

După ce ați selectat urechea de testare, măsurarea este gata de pornire. Lampa de stare a sondei indică starea de măsurare curentă:

- Lumină constantă: Pregătită pentru testare - plasați sonda de ureche în ureche
- Licărit încet (bătăi ale inimii): Măsurarea este în curs
- Licărit rapid: Scurgeri, incapabil de a genera presiunea necesară în canalul urechii

Dispozitivul monitorizează continuu adecvarea sondei, adică volumul acustic observat la sonda de ureche (a se vedea *Figura 70*).

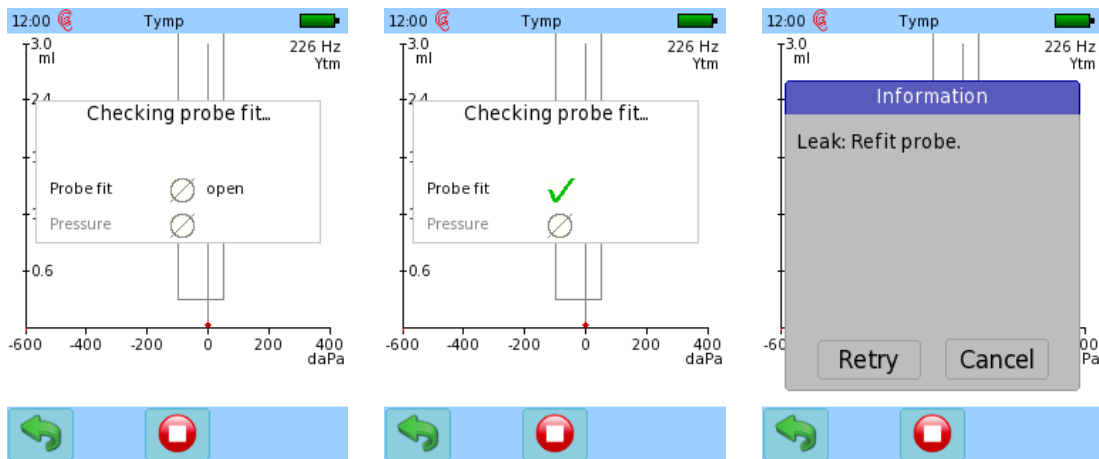


Figura 70: Monitorizarea adecvării sondei pentru timpanometrie (stânga: potrivire a sondei invalidă la pornirea testului; mijloc: potrivire a sondei validă la pornirea testului; dreapta: potrivire a sondei invalidă în timpul testului)

Măsurarea de timpanometrie începe automat (dacă este configurată) odată ce sonda de ureche este poziționată corespunzător în canalul urechii și volumul acustic s-a stabilizat. Indicatorul de stare iluminat al sondei de ureche se va schimba de la modul de funcționare constantă la modul bătăi de inimă în timp ce se înregistrează curba de admitanță. În caz de scurgeri în timpul testului, apare o casetă de mesaj care cere utilizatorului să înceapă sau să anuleze testul. Lampa de stare a sondei de ureche se va schimba în licărit rapid, iar instrucțiunile vor apărea pe afișajul dispozitivului. Aparatul va reîncerca periodic să continue măsurarea în mod automat.

În timpul măsurării timpanometrice, pe ecran sunt furnizate următoarele informații (a se vedea Figura 71):

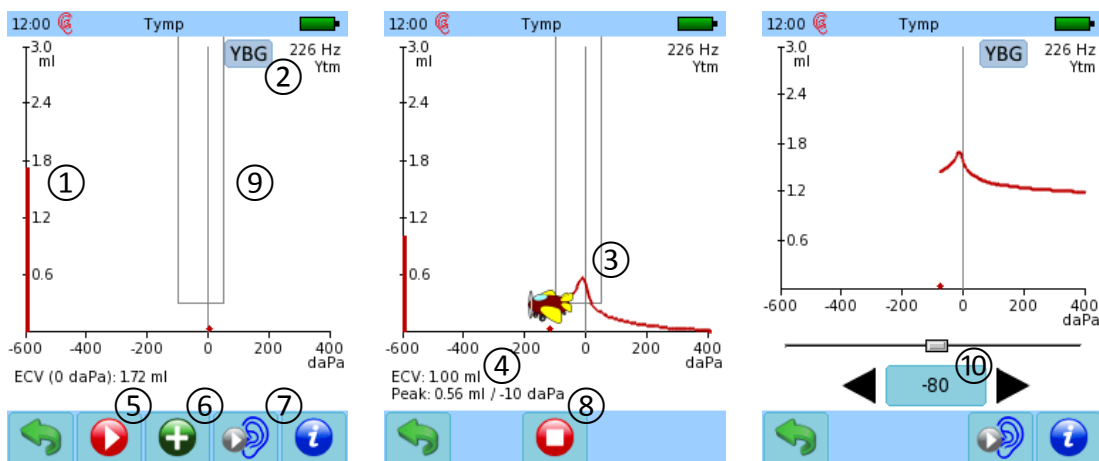


Figura 71: Măsurarea de timpanometrie (stânga: înainte de măsurare; mijloc: în timpul măsurării cu modul animație activat; dreapta: măsurarea manuală)

Înainte ca testul să fie pornit manual (dacă opțiunea de pornire automată este dezactivată), volumul estimat al canalului urechii (ECV) este afișat continuu ca o bară în partea stângă a graficului timpanogramei (1). Valoarea numerică ECV (4) este prezentată suplimentar sub graficul timpanogramei. Pentru timpanometrele de clasă 1, modul de afișare a tiparului (admitanță Y, conductanță G și susceptanță B) poate fi comutat apăsând butonul YBG (2). De îndată ce începe măsurarea de timpanometrie (fie automat dacă opțiunea de pornire automată este activată, fie după

apăsarea butonului *redare* ⑤), admitanța ca o funcție a intervalului de compensare a presiunii statice aplicate este reprezentată grafic ca timpanogramă ③. Dacă modul animație este activat, un avion se deplasează de-a lungul traseului timpanogramei. Modul animație este destinat în special focalizării interesului copilului și, prin urmare, îmbunătățirii condițiilor de zgomot în timpul unui test. Dacă se detectează un vârf, amplitudinea de vârf și compensarea de presiune statică sunt afișate sub estimarea ECV ④. O cutie gri în mijlocul graficului timpanogramei reprezintă zona normală ⑨. Dacă vârful timpanogramei este situat în această zonă, timpanograma poate fi de așteptat să fie normală. O măsurătoare în curs poate fi oprită apăsând butonul *oprire* ⑧).

După terminarea măsurătorilor de timpanometrie, există mai multe opțiuni: În cazul unor artefacte sau rezultate neclare, măsurarea poate fi reluată prin apăsarea butonului *redare* ⑤, adică traseul curent este anulat și înlocuit cu un nou traseu înregistrat. Pentru timpanometrele de clasă 1, pot fi înregistrate până la trei trasee de timpanometrie într-o singură sesiune de măsurare. O timpanogramă suplimentară, care va fi afișată deasupra celei existente, poate fi adăugată prin apăsarea butonului *plus* ⑥. Acest lucru poate fi util dacă timpanogramele trebuie comparate în condiții diferite, de exemplu, înainte și după efectuarea unei manevre Valsalva. Cealaltă ureche poate fi testată cu aceleași setări ale parametrilor prin apăsarea butonului *ureche* ⑦. Acesta este cel mai rapid mod de a înregistra timpanograme pentru ambele urechi. Deoarece măsurarea de timpanometrie începe automat după ce adecvarea sondei este stabilă (dacă este activată pornirea automată), scoateți sonda de ureche de pe urechea curentă testată înainte de a apăsa butonul *ureche*, pentru a preveni măsurarea aceleiași urechi de două ori (o singură dată urechea stângă și o singură dată urechea dreaptă).

O timpanogramă poate fi și înregistrată manual dacă este configurată în setările parametrilor. Compensarea de presiune statică poate fi setată prin apăsarea butoanelor *săgeată stânga* sau *dreapta* sau utilizând cursorul ⑩).

Rețineți că dacă ați configurat timpanometria care urmează să fie urmată de o măsurare automată a reflexului acustic, testarea reflexului acustic începe după ce a fost înregistrată o timpanogramă validă. Pentru mai multe informații despre testarea reflexului acustic, consultați secțiunea [3.2.10: Testarea Reflexului Acustic](#).

După terminarea testului, este afișat rezultatul timpanometriei (a se vedea *Figura 72*).

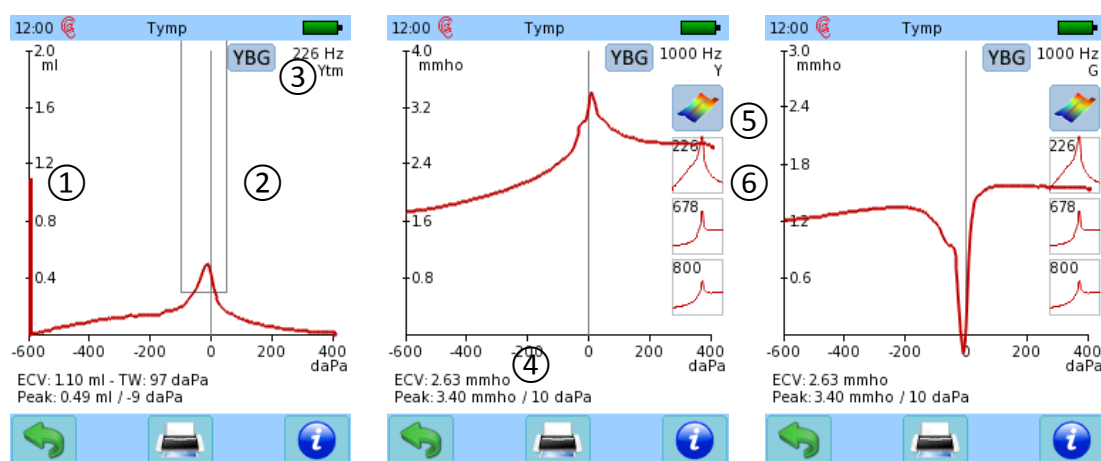


Figura 72: Rezultat de timpanometrie (stânga: Admitanța cu volumul canalului urechii scăzut; mijloc, dreapta: admitanța și conductanța pentru tonul sondei de 1000 Hz)

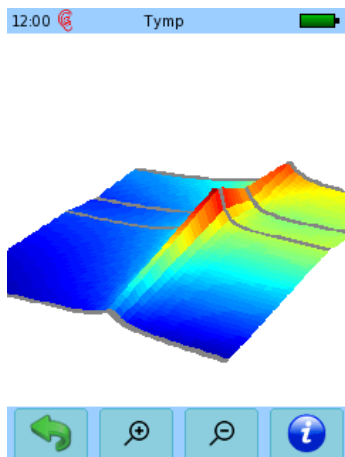


Figura 73: Vizualizarea 3D a rezultatului de timpanometrie (nu este disponibil în Firmware 2.2)

Timpanograma este afișată cu roșu (urechea dreaptă) sau albastru (urechea stângă). Rezoluția axei ml/mmho poate fi ajustată prin deplasarea unui deget în sus sau în jos pe ecran. O bară verticală în partea stângă a graficului timpanogramei reprezintă volumul canalului urechii (ECV) ①. Valoarea numerică a ECV este prezentată sub graficul timpanogramei împreună cu lățimea timpanometrică (TW, numai pentru tonuri de sondă de 226 Hz), și amplitudinea vârfului și compensarea de presiune statică ④. Suprafața normativă este afișată ca o cutie gri ②. Pentru timpanometrele de clasă 1, graficele de admitanță, susceptanță și conductanță pot fi comutate prin intermediul butonului YBG ③. Pentru tonurile de sondă de 226 Hz, timpanograma poate fi arătată normalizată prin scăderea volumului estimat al canalului urechii din traseu rezultând admitanța acustică statică compensată Y_{tm} (= admitanța doar a membranei timpanice). Frecvența tonului sondei și modul de vizualizare sunt indicate în colțul din dreapta sus. Pentru mai multe măsurători de frecvență, puteți alege să reprezentați grafic timpanograma pentru fiecare frecvență de ton de sondă prin apăsarea graficului de admitanță mic respectiv ⑥. Când se apasă graficul 3D de timpanogramă ⑤ (nu este disponibil în Firmware 2.2), este prezentată o reprezentare 3D calculată pe baza traseelor la cele patru frecvențe de tonuri de sondă (a se vedea Figura 73). Puteți roti graficul 3D glisând un deget orizontal sau vertical pe ecran. Prin apăsarea butoanelor *lupă*, puteți mări sau micșora graficul.

LITERATURĂ

- American Speech-Language-Hearing Association [Asociația Americană Vorbire-Limbă-Auz] (1988): Tympanometry [Timpanometrie], online: <http://www.asha.org/policy/RP1988-00027.htm>
- Creten W, van Camp K (1974): Transient and quasistatic tympanometry [Timpanometrie tranzitorie și cvasistatică], Scandinavian Audiology [Audiologie Scandinavă] 3, p.39-42.
- Djupesland G, Zwislocki J (1972): Sound pressure distribution the outer ear [Distribuția presiunii acustice a urechii externe], Scandinavian Audiology [Audiologie Scandinavă] 1, p. 197-203.
- Jerger J, Northern J (1980): Clinical Impedance Audiometry [Audiometria clinică a impedanței], Thieme.
- Kandzia F (2015): An optimized protocol for acoustic impedance measurements: „Simultaneous multi component multi frequency tympanometry“ [Un protocol optimizat pentru măsurătorile de impedanță acustică: „Timpanometria simultană multi-frecvență multi-componentă“], Prezentarea posterelor DGA.
- Margolis R, Smith P (1977): Tympanometric asymmetry [Asimetria timpanometrică], Journal of Speech and Hearing Research [Jurnalul de Cercetare a Vorbirii și Auzului] 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 [Modificări timpanometrice la 226 Hz și 678 Hz în zece încercări și pentru două direcții de modificare a presiunii canalului urechii], *Journal of Speech and Hearing Research* [Jurnalul de Cercetare a Vorbirii și Auzului] 27, p. 257–266.

3.2.10 Testarea Reflexului Acustic

METODOLOGIE

Reflexul acustic (sau reflexul stapedian, reflexul de atenuare, reflexul auditiv) este o contracție involuntară a mușchiului stapedian ca răspuns la stimuli acustici de nivel ridicat (peste 80 dB HL). Mușchiul stapedian rigidizează lanțul osicular trăgând scărița departe de fereastra ovală a cohleei. Ca urmare, transmiterea energiei vibraționale către cohlee este scăzută și impedanța este mărită. Calea implicată în reflexul acustic este complexă și poate implica lanțul osicular în sine, cohlea, nervul auditiv și trunchiul cerebral. Reflexul stapedian este considerat o procedură de protecție. În cazurile în care această procedură de protecție a mușchilor urechii medii este dezactivată (disfuncția sistemului auditiv eferent, otoscleroza), micromecanica cohleară (în special celula păroasă stereocilia) poate fi mai ușor deteriorată.

Reflexul acustic poate fi stimulat ipsilateral sau contralateral cu impulsuri de ton scurt. Când este stimulat ipsilateral, măsurarea impedanței și stimularea reflexului acustic se fac în aceeași ureche. Atunci când se declanșează contralateral, măsurarea impedanței și stimularea reflexului acustic se fac în urechi opuse. În mod obișnuit, pragul la care mușchiul stapediului începe să schimbe impedanța urechii medii este determinat. Testul se efectuează la o complianță maximă, adică la compensarea presiunii statice, care produce un vârf în timpul timpanometriei. Prin urmare, se recomandă efectuarea timpanometriei înainte de testarea reflexului acustic. Rezultatul este un grafic care descrie admitanța urechii medii ca o funcție de timp pentru un nivel de stimulare definit. Durata stimulului poate varia de la 2 s (determinarea reflexului acustic) la aproximativ 10 s (determinarea degradării reflexului acustic în timp). Dacă nivelul stimulului este suficient de mare pentru a se obține un reflex acustic, se poate observa o modificare distinctă a admitanței.

Măsurătorile reflexului acustic sunt efectuate pentru a identifica otoscleroza, restabilirea cohleară și tulburările neuronale. Otoscleroza înseamnă fixarea piciorului în fereastra ovală a urechii interne din cauza leziunilor sclerotice. În cazul unei fixări a piciorului scăriței, nu se poate măsura nici o modificare a impedanței atunci când se transmite un sunet puternic la ureche. Restabilirea este caracterizată de auzul cohlear normal la auzul cohlear ridicat și limitat, la niveluri scăzute de sunet. În urechile cu deficiențe de auz (de exemplu, dezvoltate prin audiometrie cu ton pur) având praguri ale reflexului acustic normale la aproximativ 80 dB HL, o restabilire cohleară este cea mai probabilă. Pragul reflexului acustic crește în cazul disfuncției urechii medii.

UTILIZARE PRACTICĂ

Reflexul acustic automat

Înainte de a efectua testarea reflexului acustic, trebuie efectuat un test de tip timpanometrie pentru a determina tensiunea vârfului timpanometric la care trebuie efectuată testarea reflexului. Această secvență poate fi executată automat prin selectarea sau setarea unei preșetări corespunzătoare în modulul *Tymp* din secțiunea module de *Imitanță*. Următoarele opțiuni referitoare la testarea automată a reflexului acustic sunt disponibile în setările pentru timpanometrie:

Modul reflex acustic:

Selectați "întotdeauna" dacă doriți să începeți testarea automată a reflexului acustic, indiferent de rezultatul timpanometriei sau selectați "dacă vârful este în limitele normei

(numai 226 Hz)“ dacă doriți să începeți testarea reflexului acustic numai dacă vârful timpanogramei este în limitele zonei normale. Dacă nu aveți nevoie de testarea reflexului acustic, selectați “niciodată”.

Frecvențele reflexului acustic și nivelul de pornire/oprire:

Selectați frecvențele la care doriți să efectuați testarea reflexului acustic. Dacă doriți să efectuați un test de screening la un anumit nivel, setați nivelul de pornire și oprire la aceeași valoare. Dacă doriți să determinați un prag al reflexului acustic, selectați nivelul de pornire și oprire pentru intervalul de nivel care trebuie verificat. Nivelul maxim în timpul modulului automat este limitat la 100 dB HL.

Criteriul de validitate a reflexului acustic și repetarea pentru confirmare:

Selectați criteriul pentru o modificare a admitanței care este considerată un reflex acustic valid. Dacă se determină un reflex acustic valid, puteți alege să repetați testul la configurația stimulului respectiv pentru confirmare.

Setarea presiunii reflexului acustic:

Selectați compensarea presiunii statice la care se va efectua testarea reflexului acustic. Puteți utiliza fie presiunea la vârf a timpanogramei măsurate anterior, fie puteți specifica o compensare fixă a presiunii statice. Dacă o etanșare stabilă nu poate fi realizată nici măcar cu un vârf de ureche de dimensiuni adecvate, măsurarea poate fi efectuată la presiune ambientală (adică 0 daPa). Deși se recomandă efectuarea testării reflexului acustic la presiunea timpanometrică de vârf, testul la presiunea ambientală poate furniza informații utile, în special dacă presiunea maximă timpanometrică este oricum aproape de zero, adică atunci când funcția urechii medii este normală.

Asigurați-vă că este conectat un traductor valid (sondă de ureche pentru timpometrie EP-TY). Măsurarea reflexului acustic este destul de sensibilă la mișcarea sondei. Acest lucru se datorează faptului că modificarea admitanței cauzată de reflexul acustic este destul de mică. Mișcarea sondei poate influența adâncimea de inserție și, cu aceasta, admitanța pe care o vede sonda. Aceste schimbări sunt în aceeași ordine ca și cele ale reflexelor. Prin urmare, se recomandă să nu țineți în mână sonda de ureche în timpul testării reflexului acustic. Puteți folosi o clemă pentru a fixa cablul sondei de ureche de hainele subiectului. Selectați un vârf de ureche cu dimensiunea potrivită pentru dimensiunea vârfului sondei și dimensiunea canalului urechii subiectului. Asigurați-vă că sonda de ureche este introdusă fără o scurgere între sonda de ureche și canalul urechii. Vârfurile de spumă nu sunt potrivite pentru efectuarea timpometriei sau testării reflexului acustic deoarece nu sunt etanșe la aer. Este necesar un vârf adecvat pentru ureche, care permite o fixare stabilă a sondei.

Reflexele acustice contralaterale pot fi măsurate dacă un traductor adecvat pentru stimularea contralaterală este conectat în plus față de sonda de ureche pentru timpometrie. Traductorul trebuie conectat înainte de a selecta modulul reflex acustic pentru a fi recunoscut de dispozitiv. Traductorii contralaterali potriviți includ orice căști de radio (HP-xx), căști de telefoane cu inserare în urechi (IP-xx) sau sondă de ureche EP-VIP. Rețineți că există traductoare monoaurale care sunt destinate în mod special aplicării pentru testarea reflexului acustic contralateral.

În modul automat, compensarea de presiune statică pentru efectuarea testării reflexului acustic este preluată de la cel mai recent rezultat de timpometrie al aceleiași urechi (sau, în funcție de configurația parametrilor, se utilizează o compensare fixă de presiune statică). Testarea reflexului acustic va începe automat fără a fi necesară o interacțiune cu utilizatorul. Reflexele acustice pot fi

determinate la diferite frecvențe sinus între 0,5 și 4 kHz și cu zgomot (bandă largă, trece-sus, trece-jos). Rețineți că deflecția traseelor reflexului acustic (pozitivă sau negativă) poate fi configurată în *Preferințe Tymp*.

În timpul măsurării automate a reflexului acustic, pe ecran sunt furnizate următoarele informații (a se vedea *Figura 74*):



Figura 74: Măsurarea automată a reflexului acustic (stânga: determinarea pragului cu modul animație activat; mijloc: modul manual după terminarea testului; dreapta: prezentarea generală a rezultatelor)

Traseul reflexului acustic măsurat curent este prezentat în zona grafică principală ①. Traseele reflexului măsurat anterior pentru aceeași frecvență de stimulare sunt afișate în zonele de grafice miniatură ② sub zona graficului principal. Creșterea reflexului la frecvența stimulului testat poate fi dedusă din traseele din zonele cu grafice miniaturale dacă se testează mai multe nivele. Un marcator negru indică zona graficelor în miniatură în care va fi reprezentat traseul activ curent. Dacă modul animație este activat, un obiect zburător (de exemplu, un avion) se mișcă de-a lungul traseului. Tipul de obiect zburător se schimbă de la traseu la traseu. Modul animație este destinat în special focalizării interesului copiilor și, prin urmare, îmbunătățirea condițiilor de zgomot în timpul unui test. Comenzile sunt afișate în gri și dezactivate în timp ce măsurarea automată este în curs de desfășurare. Măsurarea automată la o frecvență de stimulare este terminată dacă se atinge cel mai înalt nivel configurat sau se determină un reflex acustic valid. De asemenea, testul automat poate fi întrerupt de utilizator în orice moment prin apăsarea butonului *oprire* în timp ce testul rulează ⑤. De îndată ce testul automat este oprit de utilizator sau terminat la toate frecvențele de stimulare selectate, comenzile sunt activate din nou și utilizatorul poate înlocui sau adăuga trasee suplimentare în modul manual. Comenzile frecvenței, nivelului și presiunii vor fi apoi disponibile pentru efectuarea măsurărilor manuale, de exemplu, dacă o anumită înregistrare trebuie repetată din cauza unor artefacte sau a unor rezultate neclare. Pentru informații suplimentare despre utilizarea practică a modului manual, consultați secțiunea privind reflexul acustic manual de mai jos.

O prezentare generală care arată toate măsurătorile curente cu starea respectivă (marcajul bifă verde în cazul unui reflex valid) ④ poate fi afișată prin apăsarea butonului *lupă* ⑥. Dacă doriți să declanșați secvența de testare, inclusiv timpanometria și testarea automată a reflexului acustic pe cealaltă ureche, apăsați butonul *ureche* ⑩. Acesta este cel mai rapid mod de a înregistra timpanograme și reflexe acustice pentru ambele urechi. Deoarece măsurarea de timpanometrie

Începe automat după ce fixarea sondei este stabilă (dacă este activată pornirea automată), scoateți sonda de la urechea de testare curentă înainte de a apăsa butonul *ureche*, pentru a preveni măsurarea aceleiași urechi de două ori (o singură dată ca urechea dreaptă, o singură dată ca urechea stângă).

Vizualizarea rezultatelor testării reflexului acustic (a se vedea *Figura 75*) prezintă o imagine de ansamblu a tuturor traseelor reflexelor acustice ipsilaterale sau contralaterale. Selectând oricare dintre graficele miniatură, se deschide vizualizarea detaliată respectivă. Dacă traseul este valid, este afișat un marcaj bifă verde împreună cu traseul. Modificarea admitanței datorată activării reflexului acustic este prezentată la un traseu valid. Sub grafic, este reprezentată secvența de timp a stimulului (stimulul activat de la 1 la 3 s după începerea măsurătorii).



Figura 75: Rezultatul testării reflexului acustic (stânga: prezentarea rezultatelor; dreapta: informații detaliate)

Reflexul acustic manual

Dacă este licențiat ca timpanometru de clasă 1, *Reflexul Manual* este disponibil în secțiunea Imitanță ca un mod de măsurare separat, astfel încât nu este necesar să treceți în prealabil printr-o secvență de timpanometrie și prag de reflex automat. Pentru toate dispozitivele, modul manual este disponibil după finalizarea sau întreruperea unei testări automate a reflexului acustic. Rețineți că această secțiune se concentrează asupra opțiunilor specifice disponibile pentru testarea manuală. Fluxul de lucru general și interfața cu utilizatorul sunt similare cu testarea automată a reflexului acustic explicată mai sus.

În timpul măsurării manuale a reflexului acustic, pe ecran sunt furnizate următoarele informații (a se vedea *Figura 76*).

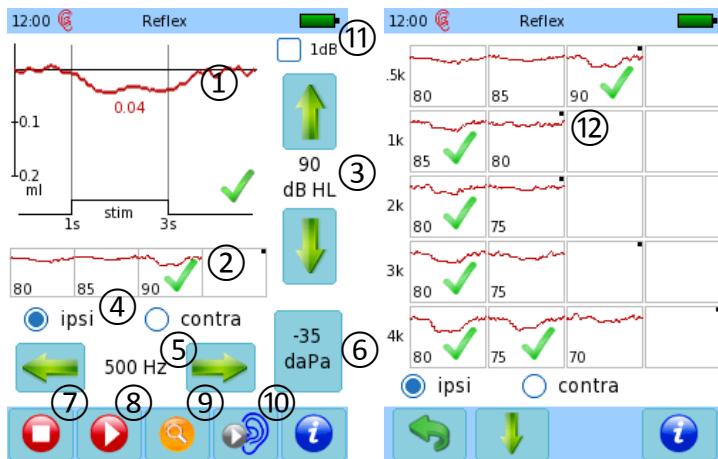


Figura 76: Măsurarea manuală a reflexului acustic (stânga: măsurare; dreapta: prezentarea generală a rezultatelor)

În ceea ce privește testarea automată a reflexului acustic, sunt afișate următorul traseu de reflex acustic ① și trasee înregistrate anterior pentru același tip de stimul ②. Traseele valide sunt marcate cu un marcaj bifă verde. Modul manual permite controlul complet al parametrilor de măsurare și al ordinii de măsurare. Parametrii de măsurare pot fi configurați pentru fiecare măsurare individuală a reflexului. Parametrii sunt frecvența stimulului sau zgomotul (inclusiv zgomotul cu trece-sus sau trece-jos) ⑤, nivelul stimulului ③ (nivelurile stimulului care depășesc 100 dB HL sunt disponibile în funcție de frecvență) și partea urechii de prezentare (ipsilateral sau contralateral dacă traductorul contralateral este conectat) ④. Dimensiunea pasului nivelului de stimulare poate fi redusă la 1 dB activând caseta de selectare respectivă ⑪. Compensarea presiunii statice poate fi reglată prin apăsarea butonului *compensarea presiunii statice* ⑥. Odată ce toți parametrii sunt setați conform cerințelor, apăsați butonul redare ⑧ pentru a efectua testul. Dacă doriți să continuați testarea la cealaltă ureche, apăsați butonul *ureche* ⑩. Testarea reflexului acustic poate fi terminată prin apăsarea butonului *oprire* ⑦.

Dispozitivul oferă patru sloturi de stocare per frecvență de stimulare și modalitate de prezentare (ipsilateral/contralateral). Sloturile sunt reprezentate ca trasee miniatură și sunt adnotate cu nivelul de prezentare. Un mic marcaj negru în colțul graficului indică slotul de stocare pentru următoarea măsurătoare care trebuie efectuată. Dacă faceți clic pe oricare dintre graficele sloturilor, curba corespunzătoare va apărea în graficul principal și va selecta acel slot pentru a fi suprascris cu următoarea măsurătoare. O prezentare generală a tuturor traseelor înregistrate poate fi afișată prin apăsarea butonului *lupă* ⑨. Prezentarea generală ⑫ arată grafice miniatură pentru toate frecvențele de stimulare, în timp ce în vizualizarea principală este vizibilă numai creșterea reflexă a frecvenței stimulilor selectați curent. Rețineți că nivelurile de stimulare sunt afișate pentru fiecare frecvență de stimulare în secvența aleasă de examinator.

Degradarea reflexului acustic

Dacă este licențiat ca timpanometru de clasă 1, este posibilă testarea degradării reflexului acustic. O testare a degradării reflexului acustic analizează dacă modificarea admitanței datorată reflexului acustic poate fi menținută în timpul stimulării ipsilaterale sau contralaterale continue. Degradarea reflexului acustic este deseori determinată cu stimulare contralaterală pentru a reduce impactul artefactelor potențiale de stimulare asupra înregistrării ipsilaterale. O testare a reflexului acustic este

considerată pozitivă dacă amplitudinea reflexului acustic scade la 50% într-o anumită perioadă de timp (de obicei aproximativ 10 secunde). Frecvențele inferioare (500 Hz sau 1000 Hz) sunt cele mai frecvent utilizate pentru acest test, deoarece și urechile normale pot prezenta o degradare a reflexului acustic la frecvențe mai mari.

Funcționarea modulului de degradare a reflexului acustic este în principiu aceeași ca și pentru modulul reflex acustic manual, deoarece testul diferă numai în ceea ce privește durata stimulului și evaluarea traseelor înregistrate (a se vedea *Figura 77*).

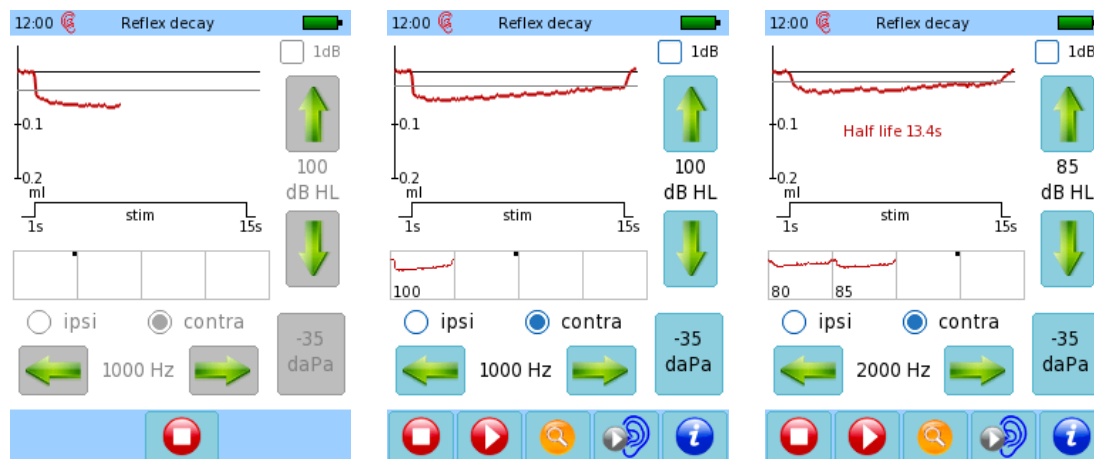


Figura 77: Măsurarea automată a reflexului acustic (stânga: determinarea pragului cu modul animație activat; mijloc: modul manual după terminarea testului; dreapta: prezentarea generală a rezultatelor)

Testarea degradării reflexului acustic este de obicei efectuată la niveluri de stimulare de 10 dB deasupra pragului reflexului acustic. Prin urmare, o determinare a pragului reflexului acustic, în mod manual sau automat, trebuie efectuată în prealabil. Compensarea presiunii statice trebuie să fie setată la presiunea de vârf timpanometrică, ca la testarea reflexului acustic normal. Rețineți că nivelurile intense de stimulare pot fi inconfortabile sau chiar dureroase pentru pacient. Un raționament clinic bun trebuie utilizat înainte de a aplica stimuli la intensități ridicate, în special în timpul testării degradării reflexului acustic, unde durata efectivă a prezentării stimulului este de 14 secunde.

Dacă un test al degradării reflexului acustic este pozitiv, adică traseul atinge jumătate din amplitudinea reflexului acustic inițial înainte de sfârșitul măsurătorii, timpul în care această amplitudine este atinsă este prezentat ca o *jumătate de viață* la traseu. Linia gri la traseu reprezintă o amplitudine de 50% a reflexului acustic.

Vizualizarea rezultatului testului degradării reflexului acustic (a se vedea *Figura 78*) este similar cu modulul reflex acustic și prezintă o imagine de ansamblu a tuturor traiectoriilor de degradare a reflexului acustic ipsilateral sau contralateral. Selectând oricare dintre graficele miniatură, se deschide vizualizarea detaliată respectivă. Sub grafic, graficul de timp al stimulului (stimulul activat de la 1 la 15 s după începerea măsurătorii) este reprezentat grafic.

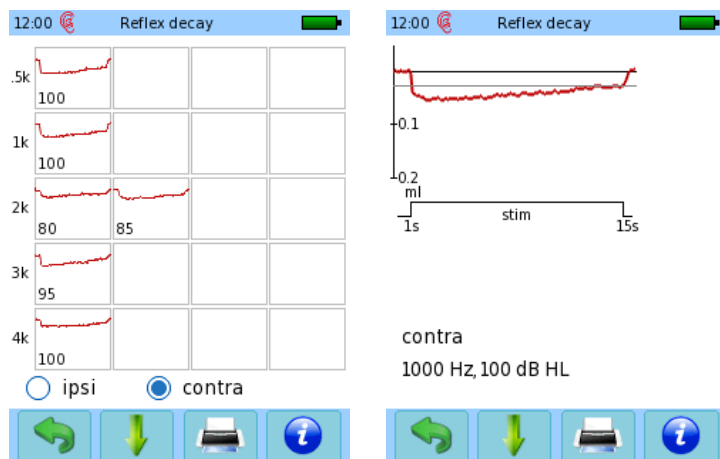


Figura 78: Rezultatul degradării reflexului acustic (stânga: prezentarea rezultatului; dreapta: informații detaliate)

Rețineți că modificările de admitanță pot fi monitorizate utilizând subtestul tubului Eustachian patulos (a se vedea 3.2.11: *Testele de funcționare a tubului Eustachian*). Modificările de admitanță cauzate de reflexele acustice care au fost provocate de stimularea exterioară, cum ar fi sursele de sunet în câmp liber, sau stimularea bazată pe proteză auditivă / implant cohlear, pot fi înregistrate. Este de datoria utilizatorului să interpreteze curbele înregistrate, deoarece dispozitivul nu are cunoștințe despre stimularea externă.

LITERATURĂ

- American Speech-Language-Hearing Association [Asociația Americană Vorbire-Limbă-Auz] (1988): Tympanometry [Timpanometrie], online: <http://www.asha.org/policy/RP1988-00027.htm>
- Chermak GD, Dengerink JE, Dengerink HA (1983): Test-retest reliability of the acoustic stapedius reflex [Testarea-retestarea fiabilității reflexului acustic stapedian], *Audiology [Audiologie]* 22, p. 136-143
- Deutsch LJ (1972): The Threshold of the Stapedius Reflex for Pure-Tone and Noise Stimuli [Pragul reflexului stapedian pentru stimuli la ton pur și la zgomot], *Acta Otolaryngology [Acta Otolarinologie]* 74

3.2.11 Testele de funcționare a tubului Eustachian

METODOLOGIE

Pe lângă efectuarea timpanometriei și testărilor reflexului acustic, sunt disponibile fluxuri de lucru pentru evaluarea funcției tubului Eustachian (ETF) pe un timpanometru de clasa 1. Testul ETF este folosit pentru a verifica funcționalitatea tubului Eustachian în condiții diferite. Tubul Eustachian asigură egalizarea presiunii dintre urechea medie și nazofaringe cu presiunea externă a aerului. Echilibrarea presiunii poate fi declanșată prin înghițire sau căscat. Diferențele de presiune determină o pierdere provizorie a auzului conductiv provocată de flexibilitatea redusă a membranei timpanice și a osiculelor. Anumite boli ale urechii medii, de exemplu, otita medie, pot afecta funcționarea tubului Eustachian.

UTILIZARE PRACTICĂ

Selectați *ETF* și subtestul dorit din secțiunea *Imitență* din meniul de selectare a modulului de măsurare. Toate testele ETF necesită sondă de ureche pentru timpanometrie EP-TY. Manipularea sondei pentru timpanometrie este descrisă în secțiunea 3.2.9: *Timpanometria*. În cele ce urmează este explicată utilizarea practică a diferitelor subteste ETF.

Timpanul neperforat

Acest test de funcționare a tubului Eustachian poate fi utilizat dacă membrana timpanică nu este perforată. În timpul testului sunt înregistrate trei timpanograme. Între înregistrări, pacientul este instruit să înghită cu nasul și gura închisă (manevra Toynbee) și să respire pe nas cu nasul și gura închisă (manevra Valsalva). Având în vedere o funcție normală a tubului Eustachian, se așteaptă ca vârfurile timpanogramei să se deplaseze între înregistrări ca rezultat al modificării presiunii din urechea medie cauzată de manevra Toynbee și Valsalva. Rețineți că diferența de compensare la presiunea statică între cele trei vârfuri de timpanograme depinde, de asemenea, de capacitatea pacientului de a efectua manevrele. Informațiile privind modul de instruire a pacientului vor fi afișate pe ecran în timpul desfășurării măsurătorilor (a se vedea *Figura 79*).

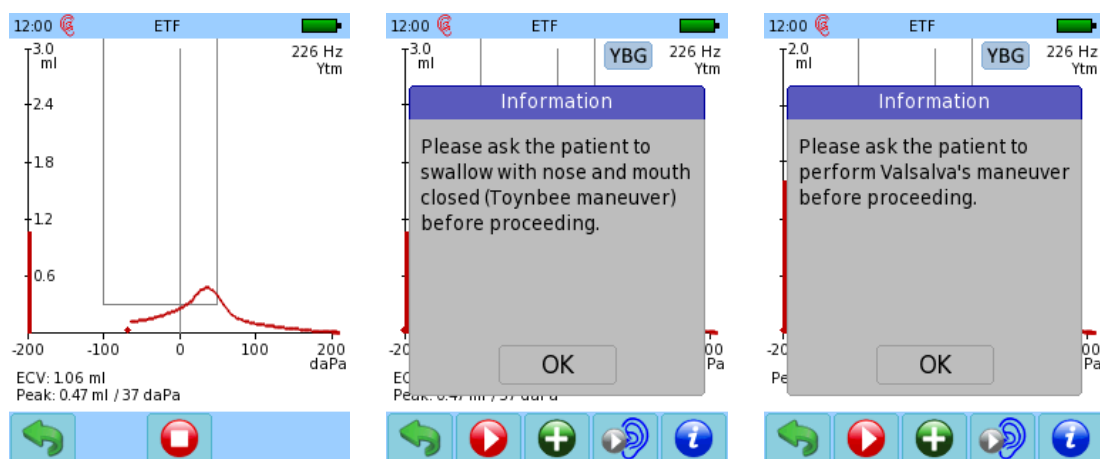


Figura 79: Măsurarea funcției tubului Eustachian în caz de timpan neperforat (stânga: prima măsurătoare de timpanometrie fără intervenție; mijloc: cutie de mesaje pentru măsurarea secundară de timpanometrie cu manevra Toynbee; dreapta: caseta de mesaje pentru măsurarea a treia de timpanometrie cu manevra Valsalva)

Rezultatul testului ETF în cazul timpanului neperforat este reprezentat grafic, prezentând toate cele trei timpanograme (a se vedea *Figura 80*), adică timpanograma standard și cele două timpanograme cu manevra Toynbee și respectiv Valsalva.

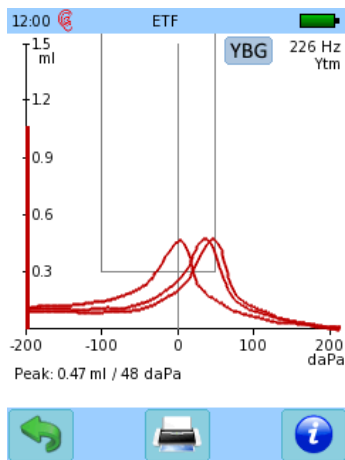


Figura 80: Rezultatul funcției tubului Eustachian cu timpan neperforat

Timpanul perforat

Acest test de funcționare a tubului Eustachian poate fi folosit dacă membrana timpanică este perforată. Acest test presurizează canalul urechii și urechea medie dacă timpanul este perforat. Pentru a testa funcția tubului Eustachian, pacientul trebuie instruit să înghită de mai multe ori în timpul testului. Dacă se deschide tubul Eustachian, presiunea va scădea (a se vedea *Figura 81*). Trebuie acordată o atenție specială pentru a asigura o fixare etanșă a sondei de ureche în timpul testării, pentru a vă asigura că scăderea presiunii observată se datorează funcției tubului Eustachian și nu scurgerilor.

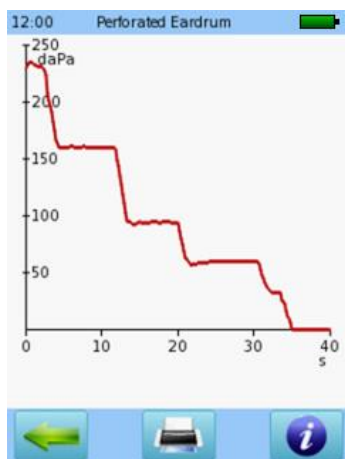


Figura 81: Rezultatul testării funcției tubului Eustachian în cazul timpanului perforat

Tubul Eustachian patulos

Acest test de funcționare a tubului Eustachian poate fi utilizat pentru pacienții cu un tub Eustachian patulos, adică tubul Eustachian rămâne permanent sau intermitent deschis. Testul efectuează o măsurare de admitanță cu rezoluție înaltă, similară măsurării reflexului acustic, dar fără stimul. Modificarea admitanței este înregistrată și reprezentată grafic timp de 20 de secunde. Poate fi

folosită pentru a monitoriza modificările admitanței cauzate de deschiderea tubului Eustachian în timpul respirației, mestecării sau înghițurii. Dacă tubul Eustachian este deschis permanent, se așteaptă o fluctuație mai mare a admitanței în comparație cu starea normală a urechii medii. Este frecvent faptul că ritmul bătăilor inimii sau al respirației poate fi identificat în curba de admitanță în aceste cazuri.

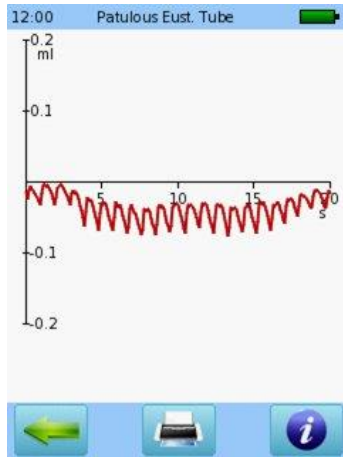


Figura 82: Rezultatul testării tubului Eustachian patulos cu ritmul inimii unui subiect vizibil în curba de admitanță

LITERATURĂ

- Smith ME, Tysome JR (2015): Tests of Eustachian tube function: a review [Teste ale funcției tubului Eustachian: o analiză], *Clinical Otolaryngology [Otolaringologie clinică]* 40, p. 300-311

Made in Germany



PATH MEDICAL GmbH
Landsberger Straße 65
82110 Germering
Germania

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

CE
0124

