



Manuel pratique



Procédures de tests psycho-acoustiques et physiologiques
pour l'évaluation des déficiences auditives
Contexte scientifique, méthodologie, utilisation pratique

Senti & Sentiero

Fabricant

PATH MEDICAL GmbH

Landsberger Str. 65
D-82110 Germering
Allemagne

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

Informations sur le manuel

Numéro d'article: 100893-FR
Date de sortie : 2023-12
Révision : 06
Valable à partir de : Firmware Rev. 2.9, Mira PC Software Rev. 2.5

Tous les articles, produits, marques et marques déposées mentionnés sont enregistrés ou détenus par les sociétés mentionnées.

Toutes les informations, illustrations et spécifications fournies dans ce manuel sont basées sur les dernières informations disponibles sur le produit au moment de la publication. PATH medical se réserve le droit d'apporter des modifications à tout moment et sans préavis.

La dernière révision du Manuel Pratique est disponible en ligne à l'adresse suivante:
www.pathme.de/downloads.

Sous réserve d'erreurs et d'omissions.

Avis de droit d'auteur

Aucune partie de ce manuel ne peut être reproduite, traduite, stockée ou transmise, sous quelque forme ou par quelque moyen que ce soit, électronique, mécanique, par photocopie, enregistrement ou autre, sans l'accord écrit préalable de PATH MEDICAL GmbH.

Les droits d'auteur de la littérature mentionnée restent la propriété des auteurs. Veuillez vous référer à la liste des références bibliographiques.

Copyright © 2023 PATH MEDICAL GmbH



Table des matières

1	Introduction	5
2	Vue d'ensemble.....	6
3	Méthodologie, utilisation pratique, contexte scientifique	12
3.1	Procédures de tests psycho-acoustiques.....	14
3.1.1	Audiométrie tonale (Pure-Tone Audiometry ou PTA).....	15
3.1.2	Acouphénométrie (Tinnitus-Matcher)	21
3.1.3	Contrôle interactif graphique auditif à choix multiples (Multiple-Choice Auditory Graphical Interactive Check ou MAGIC).....	24
3.1.4	Vue d'ensemble : Tests d'intelligibilité de la parole.....	30
3.1.5	Compréhension de la vocale dans le bruit (Speech Understanding in Noise ou SUN) ..	32
3.1.6	Test audiométrique de Mainz pour les enfants (Mainzer Audiometric Test for Children ou MATCH)	36
3.1.7	Test Vocal Universel (Universal Speech Test UST)	42
3.1.8	Lecteur CD	47
3.1.9	Vocale/Parole en direct (live).....	49
3.1.10	Test de dépistage auditif de Munich pour les troubles du traitement (Munich Auditory Screening Test for Processing Disorders ou MAUS).....	52
3.1.11	Test de discrimination auditive de la parole de Bochum (Bochum Auditory Speech Discrimination Test ou BASD).....	56
3.1.12	Inventaire des handicaps auditifs chez les personnes âgées (Hearing Handicap Inventory for the Elderly ou HHIE-S)	62
3.2	Procédures de tests physiologiques	64
3.2.1	Vue d'ensemble : Otoémissions acoustiques (OEA)	66
3.2.2	Otoémissions acoustiques spontanées (OEAS).....	74
3.2.3	Otoémissions acoustiques évoquées transitoires (OEAET).....	75
3.2.4	Émissions oto-acoustiques des produits de distorsion (OEAPD)	81
3.2.5	Vue d'ensemble : Potentiels évoqués auditifs (PEA)	98
3.2.6	Réponses auditives du tronc cérébral (Auditory Brainstem Responses ou ABR ou PEA)	102
3.2.7	Auditory Steady-State Responses (ASSR).....	122
3.2.8	Électrocochléographie (ECochG).....	131
3.2.9	Potentiels Évoqués Vestibulaires Myogéniques (VEMP)	135
3.2.10	Vue d'ensemble : Impédancemétrie	148

3.2.11	Tympanométrie.....	152
3.2.12	Test des réflexes stapédiens	160
3.2.13	Tests de fonctionnement de la trompe d'Eustache (ETF)	167

1 Introduction

Les appareils Senti et Sentiero sont des instruments médicaux portables, PC-indépendants, conçus pour une utilisation facile et une évaluation détaillée de la déficience auditive à différents niveaux de la voie auditive chez les nourrissons, les enfants et les adultes. Il est possible de connecter différents transducteurs pour obtenir des stimuli variés, ainsi que des électrodes pour mesurer les potentiels auditifs au niveau du crâne. Un écran tactile permet la gestion des données du patient, le paramétrage, le contrôle des procédures de mesure et la visualisation des résultats. Les données peuvent être transférées vers un PC pour une analyse plus approfondie.

Tous les dispositifs sont modulaires de sorte que des sous-catégories de méthodes de tests disponibles peuvent être combinées. Certaines des méthodes mentionnées dans ce manuel peuvent ne pas être incluses dans votre appareil. La disponibilité des modules de test dépend du type de votre appareil (Senti, Senti Desktop, Sentiero, Sentiero Advanced et Sentiero Desktop) et de la licence de votre appareil. Veuillez contacter votre distributeur si vous souhaitez mettre à jour votre licence pour inclure davantage de modules de test. Les captures d'écran sont fournies à titre d'exemples et peuvent s'éloigner de l'affichage sur votre appareil.

Le but de ce Manuel Pratique est de se familiariser avec toutes les méthodes disponibles sur les appareils Senti et Sentiero. Dans la section [2 : Vue d'ensemble](#), toutes les méthodes sont rapidement décrites ainsi que les applications cliniques typiques et les types d'appareils pour lesquels le module correspondant est disponible. Les informations sur les aspects généraux de la méthode, y compris le contexte scientifique et son utilisation pratique, sont expliquées pour toutes les méthodes de tests dans la section [3 : Méthodologie, utilisation pratique, contexte scientifique](#).

Le *Manuel Pratique* fournit des informations sur les appareils Senti et Sentiero dans le cadre d'une utilisation quotidienne. Il ne remplace pas le *Manuel d'Utilisation de Senti et Sentiero*, qui est fourni avec l'appareil et qui décrit la fonction principale de l'appareil dans une version condensée. Pour des informations générales sur la manipulation et les fonctions de l'appareil, l'utilisation prévue, le service et la maintenance, le nettoyage, les accessoires, la garantie, les notes sur la sécurité, les spécifications techniques et la compatibilité électromagnétique, veuillez vous référer au ***Manuel d'Utilisation de Senti et Sentiero***. Pour des informations sur les données techniques et les paramètres des modules de tests disponibles, veuillez vous référer aux ***Spécifications techniques de Senti et Sentiero***. Pour plus d'informations sur l'appareil et ses modules de tests, veuillez vous référer à la **section "Apprentissage" du site web de PATH MEDICAL**, qui comprend des articles scientifiques, des tutoriels et des vidéos sur l'appareil ainsi que des guides rapides.

Le *Manuel Pratique* est fourni "tel quel". PATH MEDICAL a veillé à ce que le contenu et les descriptions soient corrects. Le contenu a été construit et revu sous la contribution scientifique de professionnels et d'experts de longue date dans le domaine. Une sélection de la littérature scientifique est fournie pour permettre au lecteur d'en savoir plus sur le contexte scientifique des méthodes mises en œuvre sur Senti et Sentiero. PATH MEDICAL décline toute responsabilité en cas d'interprétation ou d'application erronée du présent *manuel* et des références qu'il contient.

Veuillez noter que ce *Manuel Pratique* est destiné à aider le personnel qualifié en audiologie et ne remplace pas une formation et une qualification adéquates.

2 Vue d'ensemble

Tableau 1 décrit de manière succincte tous les modules de tests disponibles sur les appareils Senti et Sentiero (y compris Senti [modèle SIH100097], Senti Desktop [modèles SID100419, SID100433], Sentiero [modèles SOH100098, SOH100360], et Sentiero Desktop [modèle SOD100497]) avec leur application clinique typique. Veuillez consulter le *Manuel d'utilisation de Senti et Sentiero* pour connaître l'utilisation prévue et les contre-indications de l'appareil.

Module de test	Description succincte / Application clinique	Appareils
AUDIOMÉTRIE TONALE		
PTA (Pure-Tone Audiometry) Audiométrie tonale	Audiométrie tonale en sons purs selon la norme IEC 60645-1, y compris le mode dépistage et le mode seuil, la stimulation de la conduction aérienne et osseuse, le masquage sur l'oreille controlatérale, l'audiométrie haute fréquence jusqu'à 16 kHz et les procédures de détection automatique du seuil.	Tous
	Détermination de l'état de l'audition en fonction de la fréquence chez les patients coopératifs pour le dépistage et le diagnostic audiolinguistiques, et la médecine du travail.	
Tinnitus-Matcher Acouphénométrie	Audiométrie tonale pour syntoniser les stimuli afin qu'ils correspondent à l'acouphène perçu, tant en fréquence qu'en niveau.	Tous
	Détermination de la fréquence spécifique de l'acouphène perçu chez les patients coopératifs.	
MAGIC (Multiple-Choice Graphic Interactive Check) Test interactif graphique auditif à choix multiples	Audiométrie tonale basée sur l'image et autocontrôlée, incluant la conduction aérienne et osseuse. - MAGIC Screen : mode dépistage avec des niveaux de stimuli fixes définis par l'utilisateur - MAGIC Audio : mode seuil avec des niveaux de stimuli contrôlés automatiquement.	Tous
	Détermination de l'état de l'audition en fonction de la fréquence chez les patients coopératifs (en particulier chez les enfants d'âge préscolaire et scolaire) pour le dépistage et le diagnostic audiolinguistiques.	
AUDIOMÉTRIE VOCALE		
SUN (Speech Understanding in Noise) Compréhension de la vocale dans le bruit	Audiométrie vocale autocontrôlée avec logatomes et bruit sur l'oreille ipsilatérale. - SUN Prédefini : mode dépistage avec niveau de parole fixe défini par l'utilisateur - SUN Adaptif : mode seuil avec niveaux de parole contrôlés automatiquement	Tous
	Détermination de l'intelligibilité de la vocale dans le bruit chez des patients coopératifs pour le dépistage audiolinguistique (en particulier chez les personnes âgées) (SUN Fixed) et le diagnostic (SUN Adaptif).	

Module de test	Description succincte / Application clinique	Appareils
<p>MATCH (Mainzer Audiometric Test for Children) Test audiométrique de Mayence pour les enfants</p>	<p>Audiométrie vocale basée sur l'image et autocontrôlée avec des mots usuels et bruit optionnel sur l'oreille ipsilatérale.</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>MATCH Fixe</i> : niveau de parole fixe défini par l'utilisateur - <i>MATCH Adaptif</i> : mode seuil avec niveaux de parole contrôlés automatiquement <p>Détermination de l'intelligibilité de la parole dans le calme et dans le bruit chez des patients coopératifs pour le diagnostic audiolinguistique.</p> <p>Les mots et les images sont optimisés pour les enfants de deux ans.</p>	Tous
<p>UST (Universal Speech Test) Test de vocale universel Par exemple Freiburger (allemand), Dr. Tato (espagnol), NU-6 (anglais), CID W-22 (anglais), PBK-50 (anglais), Maryland CNC (anglais), Mots français CAD (français)</p>	<p>Audiométrie vocale avec des mots (par exemple des mots monosyllabiques, des chiffres) et un bruit optionnel sur l'oreille ipsilatérale ou contralatérale. Le module de test est disponible pour différentes listes de mots.</p> <p>Remarque : il existe des adaptations spécifiques de la procédure pour s'adapter à la procédure typique d'un test vocal.</p> <p>Détermination de l'intelligibilité de la parole dans le calme et dans le bruit chez des patients coopératifs pour le diagnostic audiolinguistique.</p> <p>Le groupe d'âge visé dépend du choix de la liste de mots du test en question.</p>	Tous ¹
<p>Lecteur CD Par exemple NVA (néerlandais)</p>	<p>Audiométrie vocale avec des mots (par exemple des mots monosyllabiques, des chiffres) joués en continu comme sur un lecteur CD et avec un bruit optionnel sur l'oreille ipsilatérale ou contralatérale.</p> <p>Remarque : il existe des adaptations spécifiques du procédure pour s'adapter à la procédure typique d'un test vocal.</p> <p>Détermination de l'intelligibilité de la parole dans le calme et dans le bruit chez des patients coopératifs pour le diagnostic audiolinguistique.</p> <p>Le groupe d'âge visé dépend du choix de la liste de mots du test en question.</p>	Tous ¹
<p>Vocale en Live (direct)</p>	<p>Audiométrie vocale en live (direct) et plusieurs modes de test, notamment le seuil de détection de la parole, le seuil de reconnaissance de la parole et la reconnaissance des mots.</p> <p>Détermination des seuils de détection de la vocale et des seuils de reconnaissance de la vocale/des mots dans le silence.</p>	Tous
AUTRES TESTS AUDIOMÉTRIQUES SUBJECTIFS		
<p>MAUS (Munich Auditory Screening) Test de dépistage auditif de</p>	<p>Test basé sur la parole avec sous-tests concernant la séquence des syllabes, vocale dans le bruit, la différenciation et l'identification des phonèmes.</p>	Tous ¹

Module de test	Description succincte / Application clinique	Appareils
Munich pour les troubles du traitement	Dépistage des troubles du traitement auditif (TTA) chez les patients coopératifs (en particulier chez les enfants de 6 à 11 ans).	
BASD (Bochum Auditory Speech Discrimination) Test de discrimination de la vocale de Bochum	Batterie de tests de discrimination auditive avec sous-tests de discrimination de consonnes et de changements de haute résolution de fréquence, de niveau, de temps, de modulation d'amplitude, et avec présentation de stimuli monauraux, binauraux, dichotiques et interauraux.	Tous
	Diagnostic des troubles du traitement auditif et du développement de la parole chez les patients coopératifs.	
HHIE-S (Hearing Handicap Inventory for the Elderly-Screening) Inventaire des handicaps auditifs chez les personnes âgées - Dépistage	Questionnaire concernant les limitations d'activité, les restrictions de la participation, les sentiments associés et émotions de la vie quotidienne.	Tous
	Détermination de l'état subjectif de l'audition chez des patients adultes coopératifs pour le dépistage audiolgique.	
OTOÉMISSIONS ACOUSTIQUES		
SOAE (Spontaneous Otoacoustic Emissions) Otoémissions acoustiques spontanées (OAES)	Enregistrement des otoémissions acoustiques spontanées des cellules ciliées externes entre 0,4 et 9,6 kHz.	Sentiero [SOH100098, SOH100360]
	Visualisation de l'état des cellules ciliées externes chez les patients de tous les groupes d'âge.	Sentiero Desktop [SOD100497]
TEOAE (Transient Evoked Otoacoustic Emissions) Otoémissions acoustiques provoquées transitoires (OEAET)	Test objectif permettant de vérifier la fonctionnalité des cellules ciliées externes dans une plage de 0,7 à 4 kHz (soit dans toute la gamme de fréquences ou dans cinq bandes de fréquences) en utilisant un stimulus rapide à large bande et une détection statistique de la réponse. - OEAET Rapide : critère d'arrêt fixe - OEAET Diagnostic : critère d'arrêt défini par l'utilisateur dans différentes bandes de fréquences	Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497]
	Détermination de l'état des cellules ciliées externes chez des patients de tous âges (en particulier chez les nouveau-nés et les nourrissons) pour le dépistage et le diagnostic audiolgique.	
DPOAE (Distortion Product Otoacoustic Emissions) Produits de distorsion des otoémissions acoustiques (OEAPD)	Test objectif pour vérifier la fonctionnalité des cellules ciliées externes à des fréquences spécifiques en utilisant deux stimuli sinusoïdaux se chevauchant sur la membrane basilaire et une détection statistique de la réponse. - OEAPD Rapide : un niveau de stimulus fixe défini par l'utilisateur - OEAPD Diagnostic : plusieurs niveaux de stimuli fixes définis par l'utilisateur (Sentiero Desktop : en option avec	Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497]

Module de test	Description succincte / Application clinique	Appareils
	<p>static pressure offset) - Seuil DPOEA : estimation du seuil avec des niveaux de stimuli contrôlés automatiquement</p> <p>Autres caractéristiques optionnelles : - DPHIRES (high resolution of distortion products) : sélection de fréquence définie par l'utilisateur (démarrage, arrêt, largeur de bande) : permet d'évaluer la structure fine des OEAPD ; mesure multifréquence : permet de tester simultanément à plusieurs fréquences - FMOEAPD : OEAPD modulé en fréquence, permet de réduire l'impact de la 2ème source de DPOEA</p> <p>Détermination de l'état des cellules ciliées externes chez des patients de tous les groupes d'âge à des fins audiologiques : par exemple, suivi après un dépistage auditif chez le nouveau-né, confirmation d'une perte auditive cochléaire, diagnostics auditifs topologiques, détection d'une déficience cochléaire à un stade précoce lors d'une surexposition au bruit ou de l'administration de médicaments ototoxiques ; détermination des seuils auditifs en fonction de la fréquence (Seuil DPOEA).</p>	
POTENTIELS ÉVOQUÉS AUDITIFS		
<p>ABR (Auditory Brainstem Responses) Réponses auditives du tronc cérébral (PEA)</p>	<p>Test objectif permettant de vérifier le traitement du son cochléaire et neural à l'aide de divers stimuli brefs.</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>PEA Rapide</i> : un niveau de stimulus fixe défini par l'utilisateur, évaluation statistique de l'onde V - <i>PEA</i> : plusieurs niveaux de stimulation fixes définis par l'utilisateur avec plusieurs types de stimuli (clic, chirp), stimulation de la conduction aérienne et osseuse, masquage de l'oreille controlatérale, détection statistique de l'onde V <p>Autres options : - <i>PEA-FS</i> : bas/moyen/haut chirp, tone bursts - <i>PEA-BIN</i>: mesure binaurale</p> <p>Détermination de l'état de l'audition le long de la voie auditive jusqu'au tronc cérébral chez des patients de tous les groupes d'âge à des fins audiologiques : par exemple, diagnostic de suivi après un dépistage auditif chez le nouveau-né, diagnostic neurologique, diagnostic auditif topologique, détermination des seuils auditifs.</p>	<p>Sentiero [SOH100360]</p>
<p>E-ABR (Electrically Evoked Auditory Brainstem Responses) Potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral par stimulation électrique (PEAE)</p>	<p>Test objectif permettant de vérifier le traitement du son cochléaire et neural avec détection statistique de la réponse au moyen de l'enregistrement des potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral par stimulation électrique déclenchés extérieurement par un système de test d'implant cochléaire (fourni par le fabricant d'implant cochléaire).</p>	<p>Sentiero [SOH100360]</p>

Module de test	Description succincte / Application clinique	Appareils
	Détermination de l'état de l'audition le long de la voie auditive jusqu'au tronc cérébral chez les patients de tous âges porteurs d'un implant cochléaire à des fins audiologiques, y compris l'adaptation de l'implant cochléaire.	
ECochG (Electrocochleography) Électrocochléographie	<p>Test objectif pour vérifier le traitement des sons cochléaires et neuronaux en utilisant des stimuli de clics brefs et la détection de réponses statistiques.</p> <p>Détermination de l'état de l'audition le long de la voie auditive, y compris le potentiel de sommation (SP), le potentiel d'action (AP) et le microphonique cochléaire (CM) chez des patients de tous les groupes d'âge à des fins audiologiques.</p>	Sentiero [SOH100360]
ASSR (Auditory Steady-State Responses) Réponses auditives en état stationnaire	<p>Test objectif pour vérifier le traitement des sons cochléaires et neuronaux à l'aide de stimuli chirp spécifiques en fréquence (ondes progressives cochléaires compensées), de cadences de stimuli 40/80 Hz et mixtes, de tests multi fréquence, de masquage de l'oreille controlatérale et de détection statistique de la réponse.</p> <p>- <i>ASSR Fixe</i> : niveaux de stimuli fixes définis par l'utilisateur</p> <p>- <i>Seuil ASSR</i> : estimation du seuil avec des niveaux de stimuli contrôlés automatiquement</p> <p>Détermination de l'état de l'audition le long de la voie auditive jusqu'au tronc cérébral (80 Hz) et aux régions sous-corticales (40 Hz) chez des patients de tous les groupes d'âge à des fins audiologiques : par exemple, diagnostic de suivi après un dépistage auditif chez le nouveau-né, diagnostic neurologique, diagnostic auditif topologique, détermination des seuils auditifs en fonction de la fréquence.</p>	Sentiero [SOH100360]
VESTIBULAR EVOKED MYOGENIC POTENTIALS		
VEMP Potentiels Évoqués Vestibulaires Myogéniques	<p>Test objectif permettant de vérifier la fonction vestibulaire utilisant des stimuli acoustiques avec un niveau de stimulation défini par l'utilisateur, plusieurs types de stimuli (click, chirp), stimulation par conduction aérienne et osseuse et vérification de l'activité myogénique. Les potentiels myogéniques peuvent être détectés à partir du muscle sterno-cléido-mastoiïdien (VEMP cervical) ou du muscle oculaire (VEMP oculaire).</p> <p>Détermination de l'état vestibulaire, y compris la fonction de l'utricule et du saccule, notamment en cas de maladie de Ménière, de névrite vestibulaire, de schwannome vestibulaire, de sclérose en plaques, d'otosclérose ou de déhiscence du canal semi-circulaire supérieur</p>	Sentiero [SOH100360]

Module de test	Description succincte / Application clinique	Appareils
TESTS D'IMMITTANCE		
Tympanometry Tympanométrie	Test objectif permettant de mesurer l'impédance de l'oreille moyenne en fonction de la pression statique (+/-) dans le conduit auditif externe.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Détermination de l'état de l'oreille moyenne chez des patients de tous âges à des fins audiolologiques : par exemple, détection de pathologies de l'oreille moyenne (par exemple, otite moyenne, épanchement de l'oreille moyenne, perforation du tympan, dysfonctionnement de la chaîne ossiculaire, dysfonctionnement de la trompe d'Eustache, otospongiose, tympanosclérose) ou obstruction du conduit auditif.	Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]
Acoustic Reflex Threshold Réflexe stapédien	Test objectif permettant de mesurer le réflexe stapédien sur l'oreille ipsilatérale et contralatérale provoqué par des tonalités à différents niveaux et fréquences ou par du bruit. - Mode automatique (après avoir effectué une tympanométrie) - Mode manuel	Sentiero Desktop [SOD100497] Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]
	Détermination des seuils de réflexes stapédiens chez des patients de tous âges à des fins audiolologiques : par exemple, diagnostic topologique et détection de pathologies de l'oreille moyenne (par exemple, otospongiose) ou de pathologies neurales (par exemple, dysfonctionnement du nerf facial).	
Acoustic Reflex Decay Fatiguabilité du réflexe acoustique	Test objectif permettant de mesurer la dégradation du réflexe stapédien ipsilatéral et contralatéral provoqué par des tonalités à différents niveaux et fréquences ou par du bruit.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Détermination de la dégradation du réflexe stapédien chez des patients de tous âges à des fins audiolologiques, par exemple pour la détection de pathologies rétro-cochléaires.	Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]
ETF (Eustachian Tube Function) Tests de fonctionnement de la trompe d'Eustache	Tests d'audiométrie d'impédance objective avec plusieurs sous-tests : tympan non perforé, tympan perforé, trompe d'Eustache pâteux.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Détermination de la fonction de la trompe d'Eustache dans différentes conditions de test (tympan non perforé, tympan perforé, trompe d'Eustache pâteux).	Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]
1 disponible uniquement pour les appareils Senti [modèle SIH100097] et Sentiero [modèle SIH100098] à mémoire étendue (c'est-à-dire PCB rév. ≥ 67)		

Tableau 1 : Aperçu des méthodes de test disponibles sur les appareils Senti et Sentiero

3 Méthodologie, utilisation pratique, contexte scientifique

Une description de la méthodologie et un guide pratique des méthodes utilisées dans les appareils Senti et Sentiero sont présentés ci-après. Cela comprend l'audiométrie tonale conventionnelle (PTA ou Audio), le contrôle interactif graphique auditif à choix multiples (MAGIC), les tests vocaux (par exemple SUN, MATCH) et d'autres méthodes de tests psycho-acoustiques (par exemple MAUS, BASD). Les méthodes de test physiologiques comprennent les otoémissions acoustiques (OEA), les potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral (PEA), l'électrocochléographie (ECochG), les réponses auditives en état stationnaire (ASSR), potentiels évoqués vestibulaires myogéniques (VEMP) et les tests de l'oreille moyenne (par exemple tympanométrie, réflexe stapédien, tests de fonction de la trompe d'Eustache). Les mécanismes très sophistiqués de la génération, de l'enregistrement, de la reproductibilité, du réglage des paramètres du stimulus et des applications cliniques des OEA, des PEA et ASSR sont décrits en détail. En particulier, la relation entre ces mesures et les seuils comportementaux des sons purs est discutée. En outre, des exemples de cas cliniques sont donnés. Une liste de références à des lectures complémentaires est également incluse pour chaque module.

Veillez noter que des informations techniques détaillées, telles que les transducteurs disponibles, les niveaux maximaux et d'autres détails techniques, sont présentées pour chaque module dans un document de **Spécifications techniques** distinct, qui peut être téléchargé sur www.pathme.de/support/. Pour plus d'informations sur les paramètres des modules d'essai disponibles, veuillez vous référer à l'aide en ligne de l'appareil.

En général, il est recommandé d'effectuer tous les tests dans une cabine blindée ou dans une pièce séparée et calme (surtout lorsque les stimuli présentés sont de faible intensité). Lorsque vous utilisez des sondes ou inserts, le transducteur doit être placé de manière à être bien ajusté, sans aucune fuite acoustique entre l'embout et le conduit auditif externe. Une bonne occlusion du conduit auditif par l'embout diminue l'influence des sons extérieurs.

Pour des mesures de PEA fiables, une cabine blindée électromagnétiquement doit être utilisée. Un câble d'électrode blindé réduit également l'impact du bruit électromagnétique. De plus, il est recommandé de garder les câbles de l'électrode près du corps du patient et de séparer soigneusement le câble de l'électrode du câble du transducteur sonore.

Les canaux des sondes ou des inserts ne doivent pas être obstrués, par exemple avec du cérumen. Les sondes ou les inserts ne doivent pas être utilisés dans les cas d'otite externe (infection du conduit auditif externe) ou lorsque le conduit auditif externe est obstrué par du cérumen. Avant tout examen, il est recommandé de procéder à une otoscopie afin de déterminer s'il y a une obstruction du conduit auditif ou tout autre trouble visible de l'oreille moyenne (par exemple, un tympan perforé). Une déformation du conduit auditif peut également détériorer la transmission du son et donc les performances du test.

Il est recommandé d'effectuer autant de tests audiolologiques que possible afin d'obtenir une vue d'ensemble complète de l'état de l'audition le long des voies auditives, en particulier s'il y a des doutes sur le véritable état de l'audition ou s'il y a des incohérences ou des divergences. Le personnel qualifié doit décider quels tests sont appropriés en fonction de l'âge, de la coopération et des antécédents cliniques/anamnèse du patient testé. Veuillez noter que les conseils d'interprétation et les paramètres

recommandés sont fournis dans ce *Manuel Pratique* informatif uniquement et ne donnent aucune indication sur le diagnostic. Il appartient à l'examineur qualifié d'analyser les résultats et de définir les paramètres en fonction des circonstances individuelles.

3.1 Procédures de tests psycho-acoustiques

Les procédures de tests psycho-acoustiques comprennent l'audiométrie tonale, l'audiométrie vocale et d'autres tests comportementaux qui nécessitent un retour d'information du patient.

Pour tous les tests psycho-acoustiques, la capacité, la volonté et la concentration du patient à tester sont essentielles. Avant d'effectuer une procédure de test psycho-acoustique, le patient doit être informé de la tâche à accomplir. L'examineur doit s'assurer que le patient a compris la tâche et qu'il est capable de l'exécuter. Placez toujours le transducteur sur les oreilles du patient *après* l'avoir informé afin que la capacité auditive du patient ne soit pas réduite en raison de l'atténuation du son du transducteur.

Des conditions de faible bruit de fond sont également essentielles pour obtenir la performance appropriée d'un test car la performance auditive peut être artificiellement réduite à cause d'un bruit de fond élevé.

En général, il est important de placer et d'étalonner correctement le transducteur pour obtenir un résultat fiable. Le placement incorrect d'un transducteur ou l'utilisation d'un transducteur mal calibré peut fausser le résultat. Un transducteur approprié doit être connecté et correctement réglé. Une variation de la position de l'insert de haut en bas ou de l'avant vers l'arrière et une fuite entre l'insert et l'oreille peuvent donner des résultats inappropriés comme par exemple des seuils auditifs faussement bas, en particulier dans les hautes fréquences.

Sauf indication contraire, tous les tests psycho-acoustiques peuvent être effectués sur des patients de tous âges, pour autant que l'on puisse s'attendre à une participation et une coopération appropriées. Cela signifie que ces tests ne sont pas censés convenir, par exemple, aux très jeunes enfants, aux patients handicapés mentaux ou à d'autres patients non coopératifs. Pour ces patients, il est recommandé d'appliquer des méthodes de tests physiologiques.

3.1.1 Audiométrie tonale (Pure-Tone Audiometry ou PTA)

METHODOLOGIE

L'audiométrie tonale est la méthode psycho-acoustique la plus couramment utilisée pour tester la capacité d'un patient à entendre différentes fréquences sonores. L'audiométrie tonale est le test auditif clé pour évaluer les seuils auditifs en conduction aérienne (CA) et en conduction osseuse (CO) permettant de déterminer le degré et le type (transmissionnel ou neurosensoriel) de la perte auditive. Les seuils auditifs indiquent généralement le son le plus faible qu'un individu peut entendre. Les stimuli en CA peuvent être délivrés par un casque, des inserts ou des haut-parleurs. Les stimuli en CO peuvent être délivrés via un vibreur qui est positionné sur le front ou la mastoïde du patient à tester. Si le résultat de la conduction osseuse est meilleur que celui de la conduction aérienne (écart aérien osseux), une perte auditive de transmission est probable si les niveaux de conduction osseuse se situent dans la plage normale d'audition. Si les seuils de conduction aérienne et osseuse sont tous deux en dehors de la plage normale, une perte auditive neurosensorielle (défiance cochléaire ou rétro-cochléaire) ou mixte est probable si les niveaux de conduction osseuse sont encore meilleurs que les niveaux de conduction aérienne. L'audiométrie tonale peut être utilisée pour évaluer l'état de l'audition pour les stimuli tonaux chez les patients coopératifs qui sont capables d'effectuer la tâche, par exemple, dans les cliniques (audiologie conventionnelle, utilisation au chevet du patient, ambulances) et en médecine du travail. Afin de différencier une perte auditive neurosensorielle, des mesures au-dessus du seuil (par exemple, Fowler, Carhart, échelle catégorielle de l'intensité sonore) peuvent être effectuées. Les otoémissions acoustiques (OEA) et les potentiels évoqués auditifs (PEA) peuvent être utilisés pour des diagnostics topologiques supplémentaires. Veuillez noter que pour les patients qui ne sont pas censés être capables d'effectuer le test ou qui ne sont pas capables de réagir au son de manière appropriée pour obtenir des informations spécifiques à la fréquence de la perte auditive, il est conseillé de mesurer les OEAPD ou seuils ASSR.

La procédure de test exige un évaluateur qui contrôle le test et qui évalue la réponse du patient testé. L'audition est généralement testée à des fréquences allant des graves (250 Hz) aux hautes fréquences (8 kHz). Une procédure de test typique commence à 1 kHz, monte vers les fréquences aiguës, revient vérifier le 1 kHz et descend vers les fréquences graves. Il convient de souligner que la gamme de fréquences audiométriques n'est qu'une partie de la gamme auditive humaine, qui s'étend de 20 Hz à 20 kHz. La méthode de base de l'audiométrie tonale consiste à présenter un son pur proche du seuil, c'est-à-dire à continuer à faire baisser le niveau de pression sonore jusqu'à ce que la personne cesse de répondre (en levant une main ou en appuyant sur un bouton), puis à augmenter le niveau de pression sonore jusqu'à ce que la personne recommence à répondre (voir ISO 8253-1).

Dans certaines conditions, les patients doivent être testés avec un bruit de masquage sur l'oreille non testée afin d'éviter que le son allant du côté stimulé puisse être entendu du côté non stimulé. Le seuil de l'oreille testée est mesuré en même temps que la présentation du bruit de masquage à l'oreille non testée. Les seuils obtenus avec le masquage donnent une représentation précise du véritable seuil d'audition de l'oreille testée. L'atténuation transcrânienne peut descendre jusqu'à 0 dB pour les conducteurs osseux car les os du crâne sont très efficaces pour transmettre le son. Il est donc recommandé de mesurer les seuils de conduction osseuse toujours avec un bruit de masquage controlatéral. Pour les casques, l'atténuation transcrânienne s'élève à environ 40 dB. Le masquage doit être utilisé si la différence entre la conduction aérienne dans une oreille et la conduction osseuse dans l'autre oreille est de 40 dB ou plus. Pour les inserts, l'atténuation transcrânienne est de l'ordre de 55

dB, de sorte que l'utilisation d'inserts réduit la nécessité de masquer. Un dilemme de masquage se pose lorsque le masquage de l'oreille non-testée passe à l'oreille testée et affecte le résultat du seuil de l'oreille testée. Dans ce cas, un seuil masqué fiable ne peut être obtenu. Ce phénomène se produit généralement en présence d'une importante composante de perte auditive de transmission dans les deux oreilles.

L'audiométrie tonale automatique évalue les seuils d'audition d'après les procédures Békésy ou Hughson-Westlake. Contrairement à la méthode d'ajustement, pour laquelle le patient peut faire varier le niveau de stimulus jusqu'à ce qu'il soit juste audible, le patient ne peut contrôler que la direction dans laquelle le niveau de stimulus varie. Le patient augmente et diminue le niveau de stimulus autour du seuil d'audition en fonction de son audibilité (méthode de suivi). Les procédures de mesure disponibles correspondent aux algorithmes proposés par la norme ISO 8253-1.

L'audiométrie de dépistage analyse si les niveaux de seuil auditif à différentes fréquences sont meilleurs, égaux ou inférieurs au niveau spécifié. Le stimulus est délivré à l'oreille à des fréquences et des niveaux spécifiques qui ont été choisis pour le dépistage. Le patient réussit le test de dépistage selon des critères prédéfinis, par exemple, il *réussit* si tous les stimuli sont entendus dans chaque oreille. Le dépistage à certains niveaux et fréquences sélectionnés est généralement plus rapide mais fournit moins d'informations que la mesure des seuils auditifs à l'aide des procédures d'audiométrie courantes.

Différents modules d'audiométrie sont disponibles :

- **PTA 4** pour l'évaluation des seuils de sons purs en conduction aérienne à des fréquences de 125 Hz à 6 kHz avec des niveaux de stimulus de -10 à 70 dB HL conformément à la norme CEI 60645-1 type 4.
- **PTA 4 Advanced** pour l'évaluation des seuils de sons purs en conduction aérienne à des fréquences de 125 Hz à 8 kHz avec des niveaux de stimulus de -10 à 110 dB HL conformément à la norme IEC 60645-1 type 4 avec une gamme de fréquences et de niveaux étendue.
- **PTA 3** pour l'évaluation des seuils de sons purs en CA et CO conformément à la norme IEC 60645-1 type 3. Les fréquences et les niveaux sont les mêmes que pour le PTA 4 Avancé. En raison de la capacité limitée du vibreur, les niveaux de stimulation en CO sont plus faibles. Le module offre également une option de masquage controlatéral, la présentation de différents types de stimuli (son pur, son pulsé, son vobulé), et des procédures de détection automatique des seuils (Békésy, Hughson-Westlake).
- **PTA-HF** pour l'évaluation des seuils de sons purs aux hautes fréquences de 9 à 16 kHz. La PTA-HF est uniquement disponible avec des inserts spécifiques, par exemple le Sennheiser HDA 300.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *Audio* dans l'écran de sélection du module. Sélectionnez le pré-réglage que vous souhaitez utiliser. Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, le protocole d'audiométrie). Si le mode *Expert* est sélectionné, l'interface utilisateur apparaît comme indiqué sur la *Figure 1*. Appuyez sur le bouton des *paramètres* (13) (PTA3 uniquement) afin de sélectionner le transducteur et son emplacement (CA, CO mastoïde, CO front), puis sélectionner le type de stimulus (son pur, son pulsé,

son vobulé), sélectionner la mesure UCL, activer le test automatique ou activer la fenêtre de l'audiogramme bilatéral (tracer les données des deux oreilles dans un audiogramme). Veuillez noter que vous pouvez également changer de transducteur en appuyant sur le bouton CA ③ qui permet de passer de CA à CO (mastoïde) à CO-F (front) si un transducteur CA et un transducteur CO sont connectés.

Pour certains patients (par exemple les enfants), un son pulsé ou un son vobulé peut être plus intéressant qu'un son pur continu et peut donc être préféré. Pour la procédure Békésy, des stimuli pulsés sont utilisés. Pour les patients souffrant d'acouphènes, un son pur pulsé ou un son vobulé peut permettre de distinguer plus efficacement le stimulus de l'acouphène. Activez le mode de masquage si nécessaire en appuyant sur le bouton de *masquage* ⑫ (voir *METHODOLOGIE*). Le mode de masquage peut être quitté en appuyant sur le bouton ⑭.

Avant que le transducteur soit installé et que le test soit lancé, le patient doit être instruit de la tâche à accomplir. Le patient doit indiquer si un son est entendu ou non, par exemple en levant la main ou en appuyant sur le bouton de réponse si un son est entendu, ou en baissant la main, ou en relâchant le bouton de réponse si *aucun* son *n'est* entendu. Pour les sons pulsés, veuillez vous assurer que le patient comprend qu'il doit répondre au son pulsé une fois (c'est-à-dire indiquer qu'il *entend* tant que le son pulsé est audible) et pas pour chaque impulsion de stimulus. Le test *n'est pas* destiné à être contrôlé par le patient lui-même. Les tests manuels doivent être entièrement contrôlés par l'examineur. Les tests automatiques ne nécessitent pas de contrôle de niveau/fréquence par l'examineur mais doivent néanmoins être supervisés par un personnel qualifié.

Sélectionnez l'oreille test en appuyant sur le bouton *oreille* ⑪. L'oreille actuellement active est affichée. Si des haut-parleurs sont connectés ou si la mesure binaurale est activée sur l'appareil, la stimulation binaurale peut également être sélectionnée. Effectuez un test manuel ou un test automatique aux fréquences sélectionnées. Pour plus d'informations sur un déroulement typique de l'audiométrie tonale, voir par exemple ISO 8253-1 et ASHA (2005). Lors des tests manuels, il est possible de sélectionner la fréquence de stimulus ⑧, le niveau et/ou le niveau de masquage ⑦ (en mode de masquage, les boutons de niveau de masquage sont mis en évidence par une zone grise). Les niveaux sélectionnés peuvent être lus à partir de la cible de l'audiogramme (rouge : oreille droite, bleu : oreille gauche, noir : binaural, vert : masquage) et des valeurs entre les éléments du sélecteur (dans la *Figure 1*: niveau de stimulus : 40 dB HL, niveau de masquage : -10 dB HL). Pour la PTA-HF (hautes fréquences), l'audiogramme passe à des fréquences plus élevées lorsque la cible est déplacée au-delà de 8 kHz. En mode masquage, il est possible de contrôler soit le niveau de stimulus, soit le niveau de masquage, soit les deux niveaux verrouillés ensemble. Le mode verrouillé peut être activé en appuyant sur le bouton de *verrouillage* ⑮. Les boutons de niveau de stimulus peuvent être configurés dans les *Préférences Audio* de l'appareil (flèche vers le haut : diminuer le niveau, flèche vers le bas : augmenter le niveau ou vice versa). Le stimulus peut être présenté tant que le bouton du *haut-parleur* ⑨ est enfoncé. Si le stimulus est envoyé, l'indicateur d'état orange ① est allumé. Si le bruit de masquage est lancé, l'indicateur d'état vert ② est allumé. Si le bouton de réponse est enfoncé, le grand indicateur d'état vert ③ est allumé. Si un seuil est déterminé, placez le symbole à la position de la cible rouge ou bleue ⑥ en appuyant sur l'audiogramme ⑤. Il est possible de faire passer le symbole de "*entendu*" à "*non entendu*", puis de le supprimer. Le test peut être terminé à l'aide du bouton d'*arrêt* ⑩.



Figure 1: Interface utilisateur d'Audio Expert (à gauche : mode standard ; à droite : mode masquage)

Les seuils auditifs sont tracés sur les différentes fréquences de test sous la forme d'un audiogramme. Les symboles de l'oreille droite sont représentés en rouge, les symboles de l'oreille gauche en bleu et les symboles binauraux en noir. Les symboles utilisés se réfèrent à la norme ISO 8253-1, tableau 1. Les symboles CO peuvent être tracés comme proposé par la norme ISO 8253-1 ou en miroir (représentation habituelle, par exemple en Allemagne). Le symbole CO et la représentation sans symbole de réponse peuvent être configurés dans les *Préférences Audio*.

L'audiogramme est divisé en trois zones colorées : vert (audition normale ≤ 20 dB HL), orange (perte auditive légère >20 à 40 dB HL) et gris (>40 dB HL : perte auditive modérée à profonde).

Pour l'interprétation du résultat, les indications suivantes peuvent être prises en compte (voir Figure 2) :

- **Perte auditive de transmission** : l'audiogramme montre des seuils de conduction osseuse normaux, les seuils de conduction aérienne sont inférieurs à la normale d'au moins 10 dB. Cet écart aérien osseux est dû à l'atténuation des stimuli de conduction aérienne sur le chemin de l'oreille externe et moyenne. Une perte auditive de transmission est généralement due à des problèmes d'oreille externe ou moyenne, notamment des anomalies de la membrane tympanique, l'occlusion du conduit auditif (par exemple par le cérumen), une infection ou un épanchement dans l'oreille moyenne (par exemple une otite moyenne), une perforation de la membrane tympanique, une anomalie de la chaîne ossiculaire.
- **Perte auditive neurosensorielle** : l'audiogramme montre des seuils de conduction aérienne et osseuse supérieurs à 20 dB HL et se situant tous deux dans une plage d'environ 10 dB l'un par rapport à l'autre. Une perte auditive de perception est généralement due à des lésions des cellules sensorielles, du nerf auditif ou des voies auditives centrales (presbycusie, perte auditive due au bruit, maladie de Ménière, schwannome vestibulaire).
- **Perte auditive mixte** : Mélange de perte auditive de transmission et de perte auditive de perception.

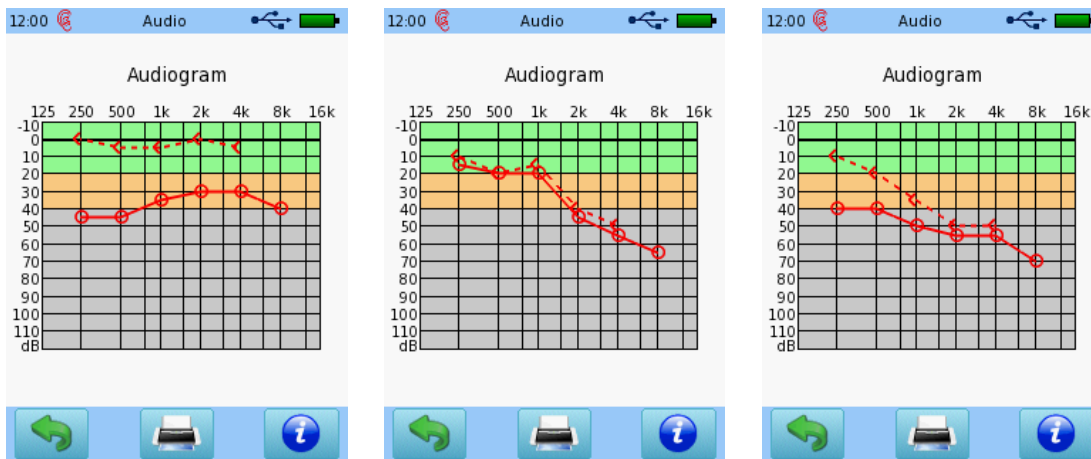


Figure 2: Exemples de résultats audio (à gauche : perte auditive de transmission ; au milieu : perte auditive neurosensorielle ; à droite : perte auditive mixte avec composantes transmissionnelle et neurosensorielle)

Les protocoles *Screen*, *Diagnostic* et *Auto Audio* offrent des interfaces utilisateur adaptées, comme le montre la Figure 3. Les interfaces utilisateur de ces protocoles sont en de nombreux points similaires à l'interface utilisateur *Expert*. Les différences sont expliquées ci-après. L'interface utilisateur *Screen* fournit un tableau de résultats ① au lieu d'un graphique d'audiogramme. Le tableau contient soit le niveau testé (entendu), soit *NR = aucune réponse* (non entendu). La combinaison fréquence/intensité actuellement active est mise en évidence dans le tableau des résultats. L'interface utilisateur *Auto Audio* fournit un bouton de lecture ③ au lieu du bouton du *haut-parleur*, ce qui permet de lancer la procédure de détection automatique du seuil. La réponse du patient, qui est lue à partir du bouton de réponse, influence la direction de l'intensité du stimulus. Si un seuil est détecté par l'algorithme automatique, il est automatiquement défini dans le graphique de l'audiogramme. Dans tous les protocoles, il n'y a aucun *réglage* et aucun bouton de *masquage*. Au lieu de cela, au pied de page, vous avez un accès direct pour changer le type de stimulus (son pur, son pulsé, son vobulé) en appuyant sur le bouton *type de stimulus* ②.



Figure 3: Interfaces utilisateur audio pour différents protocoles (à gauche : screen ; au milieu : diagnostic ; à droite : audio automatique)

LITTÉRATURE

- American Speech-Language-Hearing Association (2005): Guidelines for manual pure-tone threshold audiometry, online: <http://www.asha.org/policy/GL2005-00014.htm>
- IEC 60645-1: Electroacoustics – Audiometric equipment – Part 1: Equipment for pure-tone audiometry
- ISO 8253-1: Acoustics – Audiometric test methods – Part 1: Pure-tone air and bone conduction audiometry

3.1.2 Acouphénométrie (Tinnitus-Matcher)

MÉTHODOLOGIE

L'American Tinnitus Association définit l'acouphène comme "la perception d'un son en l'absence de tout bruit extérieur". Les acouphènes sont généralement subjectifs en ce sens que seul l'individu les entend, mais ils peuvent être objectifs dans de rares cas en ce sens que d'autres personnes peuvent également les entendre. Bien qu'ils soient communément appelés "bourdonnements d'oreille", les acouphènes peuvent se manifester par de nombreuses perceptions sonores différentes, notamment des bourdonnements, des chuchotements, des sifflements, des bruissement et des cliquetis. Dans de rares cas, les patients souffrant d'acouphènes déclarent entendre de la musique. Le son peut être aigu ou grave et peut être décrit comme faible ou fort. Les acouphènes peuvent être constants ou intermittents. Bien que cela soit relativement rare, dans certains cas, les acouphènes sont en corrélation avec les émissions otoacoustiques spontanées (SOAE).

Bien que l'on ne connaisse pas encore de remède aux acouphènes, les patients peuvent être aidés en obtenant une définition plus précise des acouphènes qu'avec une simple évaluation audiométrique standard.

Les acouphènes sont souvent dus à une perte auditive ou à d'autres problèmes de santé sous-jacents. Par conséquent, pour les personnes souffrant d'acouphènes, l'acouphénométrie est effectuée en plus de l'audiométrie standard, qui comprend souvent des tests de sons purs et vocales, des niveaux d'inconfort sonore, des évaluations de l'immitance acoustique et des émissions otoacoustiques. L'acouphénométrie est souvent effectuée avec des questionnaires sur les acouphènes afin de déterminer l'impact des acouphènes sur le patient, car les acouphènes peuvent avoir un effet négatif sur la qualité de vie d'une personne.

L'acouphénométrie consiste à utiliser différents sons ou bruits pour essayer d'identifier la perception spécifique qu'a le patient de l'acouphène qu'il ressent. Il s'agit d'ajuster le ton et le volume (fréquence et intensité) d'un signal pour permettre au patient de déterminer, autant que possible, une correspondance avec les perceptions subjectives du son qu'il entend. L'acouphénométrie a pour but de fournir des informations utiles à la gestion des acouphènes.

La comparaison de l'intensité et du ton est effectuée après l'évaluation audiolgique. Comme pour l'audiométrie standard, la comparaison du ton commence souvent à 1 000 Hz et on demande au patient de déterminer si son acouphène est plus grave ou plus aigu que le signal présenté. L'objectif est d'ajuster le ton à une demi-octave près et, enfin, de faire correspondre le ton de l'acouphène. À la fréquence correspondant au ton, le seuil d'audition et la correspondance de l'intensité sonore de l'acouphène sont obtenus par pas de 1 dB. La correspondance initiale de l'intensité sonore consiste à présenter le signal à 10-20 dB SL en présence de seuils d'audition normaux et à 5-10 dB SL en présence d'une perte auditive. Des sons purs ou des bandes étroites de bruit peuvent être utilisés pour la comparaison de l'intensité et du ton.

Les principales différences entre l'acouphénométrie et l'audiométrie sont que les fréquences peuvent être réglées avec une haute résolution allant jusqu'à 0,1 Hz et que les niveaux peuvent être réglés avec un pas aussi petit que 1 dB HL. En outre, les deux oreilles peuvent être stimulées indépendamment. Les stimuli comprennent, outre le son pur, son pulsé, son vobulé, ainsi que des bruits à bande étroite.

L'acouphénométrie utilise la même gamme de transducteurs de conduction aérienne que l'audiométrie.

Un autre test souvent effectué est le Test de Confusion d'Octave. L'objectif est de confirmer l'octave de l'acouphène du patient. Les patients souffrant d'acouphènes confondent parfois le ton de leur acouphène avec une tonalité située une octave au-dessus ou au-dessous de leur acouphène. Le test est effectué en présentant des sons d'une octave au-dessus et d'une octave au-dessous de la fréquence que le patient a sélectionnée lors de la comparaison des fréquences.

En plus de la comparaison de l'intensité sonore et du ton, le niveau de masquage minimum (MML) est considéré comme rendant l'acouphène inaudible. Une corrélation entre le MML et l'efficacité du traitement a été identifiée dans la mesure où lorsque le problème de l'acouphène s'améliore, le MML diminue (Jostreboff, Hazell & Graham, 1994). Il a également été rapporté que lorsque le masquage des acouphènes est utilisé comme traitement, si le MML est inférieur à la correspondance sonore, le bénéfice est considéré comme probable et, inversement, si le MML est supérieur à la correspondance sonore, le succès est moins probable (Vernon, Griest & Press, 1990 ; Vernon et Meikle, 2000).

Le niveau de masquage minimum (MML) est mesuré en présentant un stimulus qui est ajusté de manière à ce que l'acouphène ne soit plus perçu. Le type de stimulus doit être choisi de manière à pouvoir masquer l'acouphène, c'est-à-dire qu'il doit contenir suffisamment de composantes spectrales de l'acouphène (Vernon et Meikle, 2003). On peut utiliser des sons purs ou du bruit en fonction de la complexité spectrale de l'acouphène (ligne directrice de l'AWMF, 2021).

Outre le MML, l'inhibition résiduelle est également mesurée. L'inhibition résiduelle est la suppression ou l'élimination temporaire de l'acouphène qui se produit après une stimulation auditive (Vernon, 1982; Vernon & Meikle, 1988). L'inhibition résiduelle (IR) est mesurée en présentant un stimulus masquant pendant une minute à un niveau correspondant à la MML + 10 dB HL. Différents types de stimulus peuvent être utilisés pour l'IR, notamment des sons purs (modulés en amplitude) ou des bruits à bande étroite ou à large bande (par exemple, du bruit blanc). La tâche du patient consiste à indiquer le moment où la perception de l'acouphène est la même qu'avant la présentation du stimulus masquant. Le temps que cela prend est mesuré (Vernon and Meikle 2003). L'IR complète décrit la période pendant laquelle la perception de l'acouphène est complètement absente après le décalage du masque, tandis que l'IR partielle décrit la période pendant laquelle l'acouphène est présent, mais avec une intensité sonore ou une gêne réduite.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *Acouphénométrie* dans l'écran de sélection du module. Notez qu'il n'y a pas de protocoles disponibles pour ce module. Assurez-vous qu'un transducteur valide est connecté (casque, écouteurs ou haut-parleurs) et démarrez le test en sélectionnant l'oreille de test (en appuyant sur GAUCHE ou DROITE). Avant d'installer le transducteur et de commencer le test, le patient doit être informé de la tâche à accomplir. Le patient doit déterminer si son acouphène est plus fort ou plus faible que le signal présenté.

Sélectionnez l'oreille de test en appuyant sur le bouton d'*oreille* ①. L'oreille active est affichée. Pendant le test, on peut sélectionner la fréquence du stimulus ②, le niveau ③, le type de présentation du stimulus ④ et les pas de fréquence ⑤. Les niveaux sélectionnés peuvent être lus sur le réticule de l'audiogramme (rouge: oreille droite, bleu: oreille gauche) et sur les valeurs entre les

éléments de sélection (dans la figure 4: niveau du stimulus: 50 dB HL). On peut changer l'oreille active, avec ses propres paramètres de stimulation. Pour "copier" un paramètre dans l'autre oreille, utilisez la fonction de change d'oreille ⑥. Le stimulus est présenté si un bouton de *haut-parleur* ⑦ est activé. Lorsqu'on présente le stimulus, le bouton de l'oreille testée correspondante est affiché en rouge ou en bleu. Ce bouton peut également être utilisé comme interrupteur d'activation/désactivation du ton. Une fois qu'un point de correspondance a été trouvé de manière empirique, placez le symbole à la position du réticule rouge ou bleu en appuyant sur l'audiogramme. Plusieurs points peuvent être marqués sur l'audiogramme. Le module peut être terminé à l'aide du bouton d'arrêt ⑧.

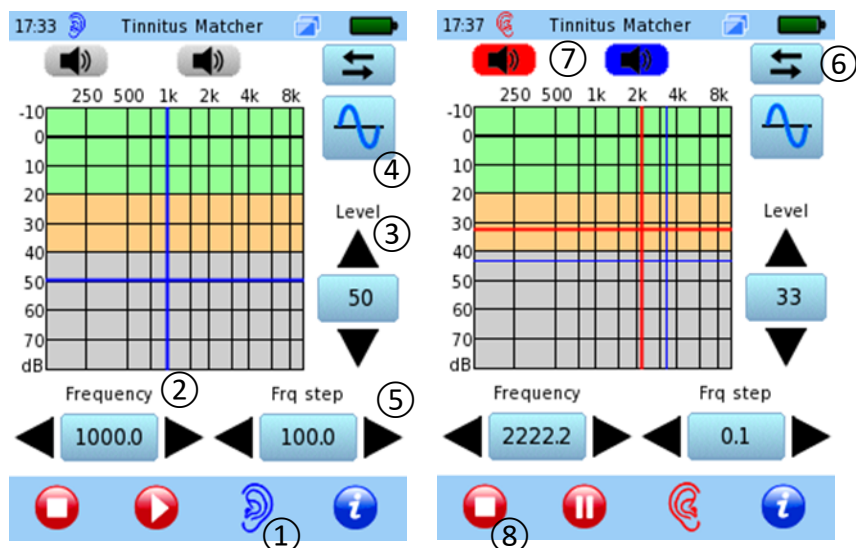


Figure 4: Interface utilisateur pour Acouphénométrie (à gauche : monaural, à droite : binaural)

LITTÉRATURE

- American Tinnitus Association, (2023a, March 10), What is Tinnitus?, <https://www.ata.org/about-tinnitus/why-are-my-ears-ringing/>
- Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF), Chronischer Tinnitus (017/064), last update: 09/2021, 017-064|_S3_Chronischer_Tinnitus_2021-09_1.pdf (awmf.org)
- Jastreboff, P. J., Hazell, J. W. P., & Graham, R. L. (1994): Neurophysiological model of tinnitus: Dependence of the minimal masking level on treatment outcome, *Hearing Research* 80, p. 216–232.
- Vernon, J., Griest, S., & Press, L. (1990): Attributes of tinnitus and the acceptance of masking, *American Journal of Otolaryngology* 11, p. 44–50.
- Vernon, J. (1982). Relief of tinnitus by masking treatment, In: G. M. English (Ed.), *Otolaryngology* (pp. 1–21), Philadelphia: Harper & Row.
- Vernon, J. A., & Meikle, M. B. (1988): Measurement of tinnitus: An update, In: M. Kitahara (Ed.), *Tinnitus. Pathophysiology and management* (pp. 36–52), Tokyo: Igaku-Shoin.
- Vernon, J. A., & Meikle, M. B. (2000): Tinnitus masking, In: R. S. Tyler (Ed.), *Tinnitus handbook* (pp. 313–356), San Diego, CA: Singular.
- Vernon, J., & Meikle, M. B. (2003): Tinnitus: clinical measurement, *Otolaryngologic Clinics of North America* 36(2), p. 293–305.

3.1.3 Contrôle interactif graphique auditif à choix multiples (Multiple-Choice Auditory Graphical Interactive Check ou MAGIC)

METHODOLOGIE

L'audiométrie comportementale est une méthode bien établie en audiologie pédiatrique. Cependant, la procédure de test pour laquelle l'enfant doit être constamment attentif, est épuisante, et la tâche (généralement placer un jeton dans une boîte) ne varie que légèrement. En revanche, les procédures de test basées sur l'image et l'auto-évaluation peuvent considérablement améliorer l'attention de l'enfant. MAGIC est un test basé sur l'image et autocontrôlé qui offre une alternative ludique à l'audiométrie tonale classique. Le test est spécialement conçu pour les enfants d'âge préscolaire et scolaire, mais peut également être utilisé pour d'autres patients coopératifs. Veuillez noter que pour les patients qui ne sont pas censés être capables d'effectuer le test ou qui ne sont pas capables de réagir correctement au son, une mesure des OEAPD ou de seuils ASSR est conseillée.

Deux modes MAGIC sont disponibles :

- **MAGIC Screen** permet un dépistage rapide de l'audition à des fréquences et des niveaux sélectionnables par l'utilisateur. Si plusieurs niveaux sont sélectionnés, l'algorithme commence au niveau le plus bas et passe au niveau supérieur suivant chaque fois que le son n'est pas entendu.
- **MAGIC Audio** permet de déterminer le seuil d'audition à des fréquences sélectionnables par l'utilisateur grâce à un algorithme de recherche contrôlé automatiquement. Des sons muets sont inclus pour détecter les réponses incorrectes du patient.

MAGIC peut être effectué à des fréquences audiométriques standard de 250 Hz à 8 kHz. Différents animaux représentent différentes fréquences (vache = 250 Hz, ours = 500 Hz, éléphant = 1 kHz, chat = 2 kHz, mouton = 3 kHz, souris = 4 kHz, oiseau = 5 ou 6 kHz, dauphin = 8 kHz - voir *Figure 5*).

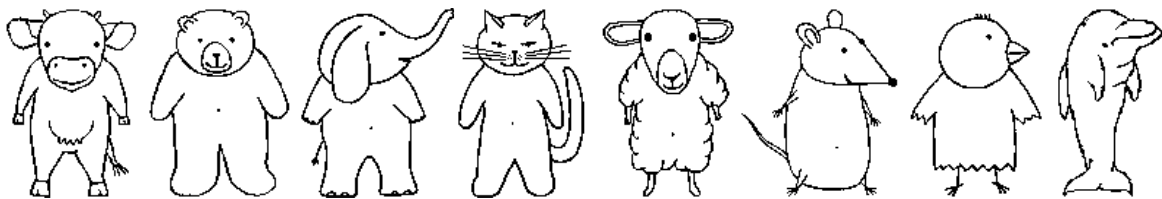


Figure 5: Animaux du test MAGIC (de gauche à droite : vache, ours, éléphant, chat, mouton, souris, oiseau et dauphin)

Chaque animal est présenté en trois variantes : *neutre* pour commencer la présentation sonore, *sain* et *malade* pour indiquer respectivement les deux conditions *entendu* et *non entendu* (voir

Figure 6). La procédure autocontrôlée nécessite une explication approfondie au patient. Une histoire en introduction est recommandée pour expliquer la tâche et pour motiver le patient à tester. Le patient doit jouer le rôle d'un médecin dont la tâche est de diagnostiquer les animaux sains et malades en se basant sur le fait qu'ils émettent ou non un son, respectivement. Cela peut également contribuer à alléger la pression sur le patient, car ce n'est pas elle/lui qui est diagnostiqué mais elle/il diagnostiquera la capacité des animaux à produire des sons.

Grâce à l'écran tactile, le patient contrôle la présentation du son et la réponse si le son a été entendu (animal sain) ou non (animal malade). L'examineur explique la procédure de test pendant la phase d'instruction, supervise la mesure et assiste le patient si cela est indiqué. L'examineur peut également intervenir dans la procédure à tout moment ou peut effectuer un nouveau test à n'importe quelle fréquence si nécessaire (MAGIC Audio).

Pour des informations générales sur l'audiométrie tonale conventionnelle, veuillez vous référer à la section [3.1.1 : Audiométrie tonale \(Pure-Tone Audiometry ou PTA\)](#).

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionner *MAGIC* dans l'écran de sélection des modules. Sélectionner le préréglage que vous souhaitez utiliser. Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, le mode de test, la fréquence, les niveaux de dépistage (MAGIC Screen) / la plage d'intensité du test (MAGIC Audio), le type de stimulus) et le nom du préréglage selon vos besoins. Pour certains patients (par exemple, les enfants), un son vobulé peut être plus intéressant qu'un son pur et peut donc être préféré. De même, pour les patients souffrant d'acouphènes, un son vobulé peut permettre de distinguer plus efficacement le stimulus de l'acouphène.

Assurez-vous qu'un transducteur valide est connecté (par exemple, un casque, des inserts, un vibreur osseux) et sélectionnez l'oreille à tester (*Droite + Gauche* : mesure séquentielle de l'oreille droite et gauche pour chaque fréquence). La mesure peut être lancée avec la phase d'introduction (si elle est activée dans les paramètres) ou la phase de test.

Il est recommandé de commencer par la phase d'instruction. Pour l'instruction, dites au patient que sa tâche est d'être un médecin. Certains animaux produiront un son parce qu'ils sont en bonne santé et heureux (on les montre en train d'applaudir avec les mains en l'air) et d'autres ne produiront pas de son parce qu'ils sont malades (on les montre portant un foulard). Le patient dans le rôle du médecin doit découvrir quels animaux sont en bonne santé et quels sont ceux qui sont malades. Pour savoir si l'animal produit ou non un son, il faut appuyer sur l'animal neutre (voir la

Figure 6- ①). La réponse est donnée en appuyant sur l'animal sain ③ ou malade ②. Une réponse n'est acceptée qu'après avoir appuyé sur le ventre de l'animal neutre, c'est-à-dire après la présentation du son. La phase d'instruction commence par un stimulus à un niveau initial défini par l'utilisateur (MAGIC Audio) ou à un niveau fixe déterminé par l'appareil (MAGIC screen). Le deuxième stimulus est présenté avec un niveau inférieur de 10 dB (si la première réponse a été entendue). Enfin, un son muet est présenté afin d'habituer le patient à la situation où aucun son ne pourrait se produire.



Figure 6: Interface utilisateur MAGIC (à gauche : présentation et réponse au son ; au milieu/droite : sélection des animaux)

Une instruction typique peut suivre la procédure présentée dans le *Tableau 2*. Une courte fiche d'instructions est également disponible en téléchargement sur la section "*Apprentissage*" du site web de PATH MEDICAL.

Instruction de l'examineur	Tâche de l'examineur
<i>Ici, vous voyez un animal. Appuyez sur le ventre de l'animal et vous pouvez entendre si l'animal émet un son ou non. Le premier animal émet un son.</i>	Montrez au patient comment presser le ventre de l'animal neutre.
<i>Appuyez sur le ventre de l'animal. Entendez-vous le son ?</i>	Demandez au patient d'appuyer plusieurs fois sur le ventre.
<i>Chaque fois que vous appuyez sur le ventre de l'animal, il émet un son.</i>	Le patient doit signaler que le son est audible. Sinon, il faut sélectionner un niveau de stimulus plus élevé (en appuyant sur <i>non entendu</i> : le niveau du stimulus augmente automatiquement de 20 dB). Répétez l'instruction de la première étape. Montrez au patient comment appuyer sur l'animal sain correspondant à <i>entendu</i> .
<i>L'animal suivant émet également un son, mais il est plus silencieux. Appuyez sur le ventre et écoutez.</i>	Le patient devrait également entendre ce son. Veillez à ce que le patient appuie sur l'animal sain correspondant à <i>entendu</i> .
<i>L'animal suivant ne fait pas de bruit. Vous n'entendrez rien. Appuyez sur le ventre et écoutez.</i>	Le patient doit signaler qu'aucun son n'est audible. Si ce n'est pas le cas, répétez l'instruction.

Instruction de l'examineur	Tâche de l'examineur
	Montrez au patient comment appuyer sur l'animal malade correspondant à <i>non entendu</i> .

Tableau 2: Instruction MAGIC

Après la phase d'instruction, la phase de test commence. En fonction de l'âge et des capacités physiques/mentales, la phase de test peut être menée de manière totalement autonome (c'est-à-dire que le patient entre sa réponse) ou avec l'aide de l'examineur. La supervision d'un examinateur qualifié est recommandée à tout moment.

Le déroulement de la procédure de test peut être visualisé par une étagère d'où l'animal de test est sélectionné (option pour MAGIC Audio). Pendant le test, veuillez vérifier si le patient effectue le test de manière appropriée. S'il y a un indice montrant que le patient ne comprend pas le déroulement du test (par exemple, appuyer sur un animal sain après une présentation en mode silencieux ou appuyer sur l'écran de façon aléatoire), vous pouvez redémarrer le test ou répéter la phase d'instruction entre les deux (option dans les paramètres ⑤) (MAGIC Audio). Une précédente réponse du patient peut également être annulée en appuyant sur le bouton d'annulation ④ au pied de page (appuyez sur l'interrupteur marche/arrêt pour rendre le pied de page visible).

Dans l'en-tête, des informations sur l'état actuel du test, y compris les niveaux de stimulation et la réponse du patient, sont fournies (voir Tableau 3). Par exemple, l'en-tête de la

Figure 6 montre que le test est en phase d'instruction avec un son présenté à 50 dB HL lorsque l'on appuie sur le ventre de l'animal. Le stimulus précédent, qui était présenté à 60 dB HL, a été entendu par le patient. Si vous pensez que le patient pourrait profiter des informations de l'en-tête, désactivez les informations sur le niveau actuel dans les paramètres du module (également possible pendant le test pour MAGIC Audio via le bouton de paramètres ⑤).



Stimulus	Phase d'essai	Niveau actuel	Mode MAGIC :	Niveau précédent	Réponse
S : sinus F : son vobulé (tonalité FM)	I: Instruction M: Mesure	Valeur [dB HL], muet	Audio, Screen	Valeur [dB HL], muet	 entendu  pas entendu

Tableau 3: Informations sur l'en-tête du test MAGIC

Au début de la phase de test et après avoir terminé un essai à une fréquence donnée, le patient est autorisé à sélectionner un nouvel animal (voir

Figure 6- à droite). L'ordre dans lequel les différents animaux sont sélectionnés dépend de l'opérateur (c'est-à-dire du patient testé ou de l'examineur).

Une fois le test terminé, pour MAGIC Screen, le résultat est affiché sous forme de tableau (voir Figure 7) avec les symboles ④ entendu, ⑥ non entendu et ⑤ sauté/non testé. Pour MAGIC Audio, le résultat est affiché sous la forme d'un audiogramme. Pour MAGIC Audio, il est possible de retester des fréquences spécifiques. Un nouveau test peut être indiqué si une réponse incorrecte du patient est affichée. Une réponse incorrecte est représentée par un " ? " dans l'audiogramme en dessous de la fréquence affectée. Le nombre de réponses incorrectes est indiqué sous le " ? " ⑦. Une autre indication pour retester une fréquence peut être une valeur aberrante dans l'audiogramme. Dans

l'écran de résultat MAGIC Audio, vous pouvez voir les détails du test en appuyant sur la fréquence correspondante dans l'audiogramme. Les réponses à la fréquence sélectionnée sont affichées (dans ce cas, exemple : 25 dB HL : entendu, 5 dB HL : non entendu, 15 dB HL : entendu, muet : non entendu, 10 dB HL : entendu ; test terminé et seuil déterminé à 10 dB HL). La ligne grise marque le niveau minimum configuré dans les paramètres du module.

Veillez noter que pendant ce test le pied de page est caché. Vous pouvez activer le pied de page en appuyant brièvement sur l'interrupteur marche/arrêt.

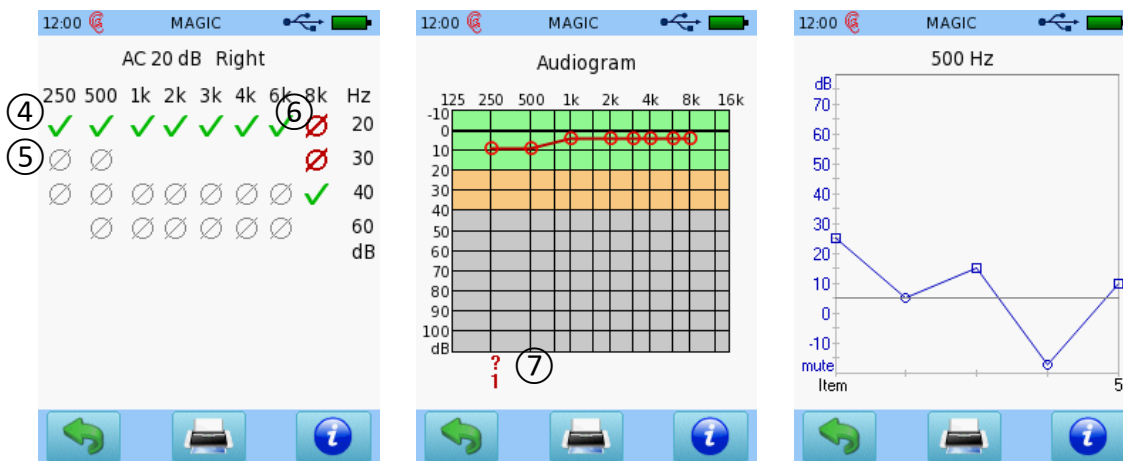


Figure 7: Résultat du test MAGIC (à gauche : écran MAGIC ; au milieu : MAGIC Audio ; à droite : détail MAGIC Audio)

RESULTATS D'ETUDES

La faisabilité et la fiabilité du test MAGIC ont été étudiées chez les enfants dans le cadre d'une étude multicentrique menée au Département des Troubles de la Communication, département d'ORL de l'hôpital de la faculté de médecine de l'Université de Mainz (Allemagne), à la clinique ORL de la Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München (Allemagne), et au Centre d'Audiologie de Chypre, Nicosie (Chypre) (Schirkonyer *et al.*, 2010b, 2011). Des tests MAGIC ont été réalisés chez 108 enfants âgés de 3,6 à 11,11 ans à des fréquences de 0,5, 1, 2, 4 kHz ($n = 82$) et en plus à 0,25, 3, 6, 8 kHz ($n = 26$). En outre, une estimation du seuil d'audition au moyen des fonctions I/O des OEAPD a été réalisée chez 36 enfants du collectif. Les fonctions I/O des OEAPD ont été enregistrées à des fréquences $f_2 = 1, 1,5, 2, 3, 4$ et 6 kHz avec des niveaux sonores primaires L_2 dans la gamme de 10 à 65 dB SPL. Les seuils ont été estimés par une analyse de régression linéaire. Les niveaux de tonalité primaire L_1 et L_2 ont été fixés selon le scissor paradigm (Boege and Janssen, 2002). Le rapport de fréquence f_2/f_1 était de 1,2. Les fonctions MAGIC et OEAPD I/O ont été mesurées avec Sentiero. À titre de comparaison, les seuils en sons purs de l'audiométrie comportementale ont été déterminés aux fréquences correspondantes. Il y avait une corrélation très significative ($p < 0,001$) entre les seuils basés sur l'image (MAGIC) et les seuils de l'audiométrie comportementale. Le coefficient de corrélation ($n = 1247$) était $r = 0,73$. L'histogramme de la différence entre les seuils basés sur l'image et les seuils de l'audiométrie comportementale a montré une distribution normale. La différence moyenne s'élevait à $-1,5 \pm 9,6$ dB. La durée du test par fréquence (une oreille) était en moyenne d'environ 30 s, allant de 14 à 91 s. La durée du test diminuait avec l'âge. De plus, les seuils en sons purs MAGIC et les seuils estimés des OEAPD étaient hautement significatifs ($p < 0,005$) avec un coefficient de corrélation de $r = 0,60$.

LITTÉRATURE

- Bohnert A, Schirkonyer V, Müller S, Brantzen P, Keilmann A, Janssen T (2010): Hearing screening in children using PDOEA thresholds and interactive, self-paced behavioural pure-tone thresholds (MAGIC), NHS annual meeting.
- Heller O, Opp-Enzinger AHA (2007): Self-paced in-situ audiometry, international patent WO2007009287 A2
- Janssen T, Bohnert A, Heller O, Schirkonyer V, Oswald H, Zoth P, Keilmann A (2009): Hearing diagnostics in children using PDOEA and pure-tone thresholds, EFAS annual meeting.
- Niedermeyer HP, Schirkonyer V, Lochmahr S, Janssen T (2010): Bildgestützte Tonschwellenaudiometrie und PDOEA-Schwellen in der Pädaudiologie (German: Image-based pure-tone audiometry and PDOEA thresholds in paedaudiology), DGPP annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Heller O, Keilmann A, Janssen T (2010a): Bildgestützte Tonschwellenaudiometrie und PDOEA-Schwellenschätzung bei Kindern (German: Image-based pure-tone audiometry and estimated PDOEA thresholds for children), DGA annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Niedermeyer HP, Thodi C, Keilmann A, Janssen T (2010b): Validierung eines Handgerätes zur bildgestützten Tonschwellenaudiometrie und PDOEA-Schwellenbestimmung bei Kindern (German: Validation of a handheld device for image-based pure-tone audiometry and PDOEA thresholds for children), DGPP annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Thodi C, Niedermeyer HP, Keilmann A, Janssen T (2011): Image-based and self-controlled test procedure for assessing pure-tone thresholds in children, Journal of Hearing Science 1(1).
- Thodi C, Zoth P (2010): MAGIC – interactive, self-paced pure-tone audiometry for children, NHS annual meeting.
- Zoth P, Ludwig A, Schirkonyer V, Haszprunar B, Janssen T (2009): Hearing diagnostics by means of extrapolated PDOEA I/O-functions and pure-tone thresholds using a unique hand-held device, IERASG annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Thodi C, Niedermeyer HP, Keilmann A, Janssen T (2011) : Procédure de test basée sur l'image et autocontrôlée pour l'évaluation des seuils de sons purs chez les enfants, Journal of Hearing Science 1(1).
- Thodi C, Zoth P (2010) : MAGIC - audiométrie tonale interactive et autonome pour les enfants, réunion annuelle du NHS.
- Zoth P, Ludwig A, Schirkonyer V, Haszprunar B, Janssen T (2009) : Hearing diagnostics by means of extrapolated PDOEA I/O-functions and pure-tone thresholds using a unique handheld device, IERASG annual meeting.

3.1.4 Vue d'ensemble : Tests d'intelligibilité de la parole

Les tests analytiques de la parole évaluent le niveau phonétique de la perception de la parole. Ils reflètent le traitement auditif des différents sons de la parole. Ces tests visent à évaluer la perception des consonnes et des voyelles dans des mots simples ou des contextes semblables à des mots. Les consonnes sont par exemple présentées à l'intérieur d'un mot voyelle-consonne-voyelle (VCV) sans aucun sens (par exemple SUN : aga, afa, asa). Les voyelles sont présentées dans un format CVC en utilisant des consonnes occlusives vocales, la première et la deuxième consonne étant fixes (par exemple, bid, bed, bad dans un test en anglais).

Les tests vocaux déterminent la capacité de reconnaissance de la parole. Ces tests visent à évaluer le score de reconnaissance maximum réalisable à un niveau de parole optimal ou visent à tester la perte de score de reconnaissance à un niveau de parole donné. À cet égard, ils déterminent la déficience auditive effective pour des stimuli vocaux réalistes qui représentent la parole couramment utilisée comme, par exemple, des mots monosyllabiques (par exemple bed, cow, row dans un test en anglais), spondées/deux syllabes (par exemple, pancake, playground dans un test en anglais) ou des nombres à deux chiffres (par exemple, 21, 45, 97). Les valeurs individuelles de reconnaissance vocale, c'est-à-dire le pourcentage de mots qui sont correctement entendus et répétés par le patient pour chaque niveau de parole présenté, sont affichées sous la forme d'un audiogramme vocal. Une valeur spécifique, par exemple le niveau d'audition à 50 % d'intelligibilité, peut être fournie comme seuil de reconnaissance vocale.. Les niveaux de parole initiaux peuvent être dérivés du seuil d'audition individuel à une fréquence spécifique (par exemple 0,5 kHz, voir par exemple PTA, MAGIC) plus un décalage fixe. La moyenne entre les seuils en sons purs de 0,5, 1 et 2 kHz (indice de Fletcher) devrait être proche du seuil de reconnaissance de la parole (pour les spondées). Si le seuil moyen des sons purs est nettement supérieur au seuil de reconnaissance de la parole (SRT) (pour les spondées), la possibilité d'un trouble central doit être envisagée.

Les tests vocaux peuvent être effectués avec un casque, des inserts et des haut-parleurs. Les haut-parleurs sont surtout utilisés lorsque les patients sont équipés d'appareils auditifs ou d'autres dispositifs d'amplification qui empêchent l'utilisation de casque ou d'inserts.

En général, les tests vocaux peuvent être utilisés pour déterminer l'intelligibilité de la parole dans le silence ou dans le bruit (c'est-à-dire avec un bruit ipsilatéral) ou pour vérifier les performances d'adaptation des aides auditives, c'est-à-dire en testant le patient avec et sans l'aide auditive. Par rapport à l'audiométrie tonale, l'audiométrie vocale examine le traitement auditif à un niveau cognitif supérieur : non seulement l'audition, mais aussi la compréhension.

En particulier pour les tests vocaux avec des mots réalistes, les listes de mots doivent être adaptées au patient cible et doivent donc tenir compte de l'âge du patient et de ses capacités linguistiques (c'est-à-dire la connaissance attendue des mots). Veuillez également tenir compte du fait que la parole évolue et que certains mots précédemment utilisés couramment peuvent ne plus être utilisés (peut-être à cause de l'âge). De plus, les résultats des tests dépendent du locuteur (par exemple voix masculine, féminine) et de la prononciation et de l'accentuation des mots. Les tests de mots doivent en général être fournis dans la langue maternelle du patient. Si les recommandations ci-dessus ne sont pas suivies, le résultat peut ne pas refléter l'état réel de l'audition. Veuillez noter que si l'examineur évalue la justesse de la réponse, ses capacités auditives et linguistiques influencent également le résultat du test.

Les appareils Senti et Sentiero fournissent divers tests vocaux tels que SUN et MATCH, et les plateformes de test de la parole UST, Speech CD Player et Live Speech qui sont expliqués dans les sections suivantes.

3.1.5 Compréhension de la vocale dans le bruit (Speech Understanding in Noise ou SUN)

METHODOLOGIE

SUN est un test rapide et autocontrôlé de la vocale dans le bruit spécialement conçu pour dépister les adultes et les personnes âgées souffrant de troubles auditifs à l'aide d'un ensemble de consonnes intervocaliques (VCV). La compréhension de la vocale dans le bruit est la difficulté d'écoute la plus courante chez les adultes (Kramer *et al.*, 1998). Cependant, le test peut également être utilisé pour d'autres patients coopératifs. Le test est conçu de manière à être convaincant, rapide et de faible charge cognitive.

Le test vise à la reconnaissance des logatomes dans le bruit, plus précisément à l'identification des consonnes et donc à l'évaluation précoce d'une perte auditive dans les hautes fréquences. Le test est entièrement automatisé. Trois VCV (par exemple aFa, aGa, aSa) sont affichés sur l'écran tactile. Les VCV sont présentés au moyen d'un casque, d'inserts ou de haut-parleurs à différents rapports signal/bruit. Le patient doit sélectionner le bon élément sur l'écran. Les enregistrements sont disponibles avec des locuteurs de différentes langues (par exemple, italien, allemand, anglais¹) et avec différentes représentations de caractères (par exemple, latin, grec, farsi, hindi et cyrillique).

Deux procédures SUN sont disponibles :

- **SUN Predefined** permet d'effectuer le test avec des groupes de rapports signal/bruit (RSB) prédéterminés, c'est-à-dire que le test commence à un certain RSB, après quoi, pendant le test, le RSB est réduit après un nombre de mots fixe. L'ordre des mots est fixe et optimisé en ce qui concerne l'intelligibilité des VCV. Le niveau de parole reste constant pendant toute la durée du test. Le test détermine un score dépendant du nombre de réponses correctes (Paglialonga *et al.*, 2011a,b).
- **SUN Adaptif** permet de réaliser le test avec un RSB adaptatif (similaire à Kaernbach, 1991). Le niveau de parole est diminué après une réponse correcte et augmenté après une réponse incorrecte. Le niveau de bruit reste constant pendant toute la durée du test. Un bouton point d'interrogation supplémentaire est présent, qui peut être enfoncé si le patient n'a pas compris le logatome. Le test fournit comme résultat un seuil de RSB.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *SUN* dans l'écran de sélection du module. Si plusieurs tests vocaux sont autorisés, *SUN* se trouve dans la section "*Speech*". Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple le mode de test, l'intensité du test, le type de bruit de masquage, la langue, les caractères) selon les besoins. Veillez à sélectionner une langue et les caractères qui sont familiers au patient testé.

Avant de commencer le test, informez le patient de la tâche à accomplir. Trois options différentes de VCV sont visualisées sur l'écran. Cependant, une voix ne prononce qu'une seule d'entre elles. Le patient doit écouter un échantillon vocal. Après la lecture de l'échantillon vocal, le patient est invité à appuyer sur le bouton qui correspond au *mot* qui a été compris. Si le mot n'a pas été compris, le patient doit deviner et appuyer sur un bouton (SUN Predefined) ou le patient peut appuyer sur le bouton *point d'interrogation* (SUN Adaptif) (voir *Figure 8*). Assurez-vous que le patient a bien compris la tâche.

¹ Veuillez demander à PATH MEDICAL des informations complémentaires sur les langues disponibles.

Afin d'habituer le patient aux *mots*, vous pouvez commencer par une phase d'entraînement (le mode d'entraînement doit être activé dans les paramètres). Dans la phase d'entraînement, certains des logatomes du test sont présentés sans bruit. Passez à la phase de test si le patient est familiarisé avec la tâche.

Avant de commencer la phase d'entraînement ou de test, assurez-vous qu'un transducteur valide est connecté (casque, inserts ou haut-parleurs) et sélectionnez l'oreille de test. L'entraînement ou le test commence. Veuillez noter que pendant le test *SUN Predefined*, les réponses initiales ne sont pas comptabilisées pour le résultat final.

En fonction de l'âge et des capacités physiques/mentales, le test peut être effectué de manière totalement autonome (c'est-à-dire que le patient entre sa réponse) après instruction ou avec l'aide de l'examineur. La supervision d'un examinateur qualifié est recommandée à tout moment.

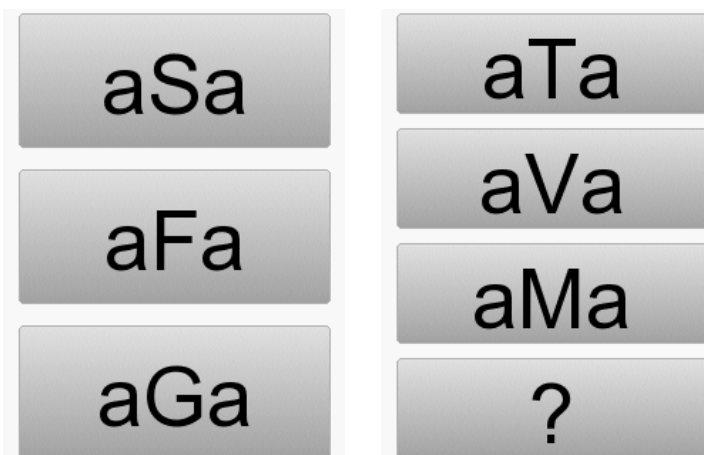


Figure 8: Interfaces utilisateur pour différents modes de test SUN (à gauche : SUN Predefined ; à droite : SUN Adaptif)

Une fois le test terminé, pour SUN Predefined, le résultat est affiché sous forme de score avec un statut de feu de signalisation (voir Figure 8- gauche) ou pour SUN Adaptif, sous forme de seuil RSB avec un score et un statut de feu de signalisation (voir Figure 8- milieu/droite).

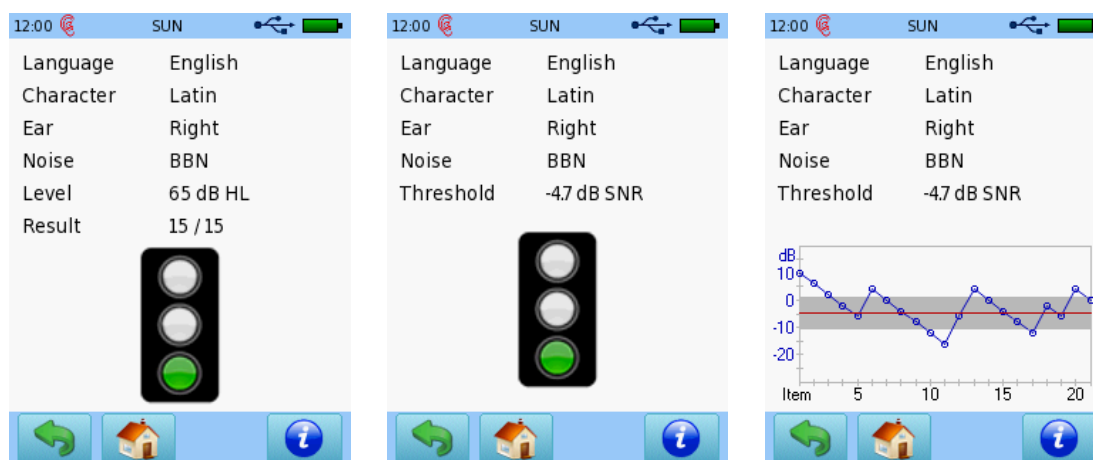


Figure 9: Résultats de SUN (à gauche : SUN Prédéfini ; au milieu : SUN Adaptif avec vue sur les feux de circulation ; à droite : SUN Adaptif avec vue de la trajectoire temporelle du RSB)

L'évolution temporelle du RSB est en outre indiquée dans un graphique lorsque l'on appuie sur l'écran des résultats. Le voyant d'état à trois niveaux se réfère aux définitions suivantes : vert pour une audition normale, jaune pour une audition qui pourrait être en dessous de la normale, rouge pour une audition bien en dessous de la normale. Les limites entre les différentes plages dépendent de la langue sélectionnée.

Veillez noter que pendant ce test, le pied de page est caché. Vous pouvez l'activer en appuyant brièvement sur l'interrupteur marche/arrêt.

RESULTATS DE L'ETUDE

Une étude sur l'efficacité du SUN (mode prédéfini) pour le dépistage auditif chez les adultes a été réalisée à l'Institut d'Ingénierie Biomédicale (ISIB) de Milan, en Italie (Paglialonga *et al.*, 2011a). L'étude a été menée sur 1273 adolescents et adultes (13 à 89 ans) avec différents degrés de seuils audiométriques, dont le SUN (mode prédéfini) en langue italienne et l'audiométrie tonale à 1, 2 et 4 kHz comme référence. Les tests ont été effectués dans un environnement où le bruit de fond était faible ou élevé. Après le test, tous les patients ont été invités à remplir un questionnaire pour évaluer la difficulté de la tâche, la durée du test et la note globale. Le principal résultat de l'étude a été que SUN est adapté au dépistage auditif chez les adultes en raison des résultats détaillés suivants : le résultat global de SUN était conforme à l'audiométrie tonale avec une bonne corrélation entre les trois catégories SUN (état des feux de circulation) et trois classes audiométriques spécifiquement définies. Les performances du test étaient similaires pour tous les patients, quel que soit leur âge. Les performances du test n'ont pas non plus été influencées par des niveaux de bruit de fond allant jusqu'à 65 dB(A), de sorte que le test peut également être effectué dans un cadre non clinique, où le bruit de fond n'est généralement pas contrôlé (par exemple, chez les audioprothésistes). La durée du test a été très courte, avec deux minutes en moyenne pour les deux oreilles. Même les personnes âgées ont généralement réussi à effectuer le test en moins d'une minute par oreille. Cela est considéré comme un facteur important pour un test de dépistage auditif, car l'inattention et la fatigue risquent d'augmenter avec l'augmentation de la durée du test. La charge cognitive était faible et l'acceptation du test était très élevée. Environ 85 % des patients ont considéré que le test était facile ou légèrement difficile. 95 % des patients ont jugé que la durée du test était courte ou juste. Plus de 90 % des patients ont jugé le test SUN agréable ou neutre.

Une autre étude (Paglialonga *et al.*, 2013) a complété les données ci-dessus en testant SUN (mode prédéfini) sur plus de 6000 patients. SUN s'est révélé très fiable, avec une bonne corrélation pour l'audiométrie tonale et le handicap auditif déclaré. La sensibilité et la spécificité du test pour identifier les handicaps auditifs étaient respectivement de 84 % et 75 %. La durée du test était en moyenne inférieure à 1 minute par oreille.

LITTÉRATURE

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

- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F (2011a): SUN-test (Speech Understanding in Noise): a method for hearing disability screening, *Audiology Research* 1:e13.
- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F (2011b): Pilot initiatives of adult hearing screening in Italy, *Audiology Research* 1:e17.
- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F, Chisolm TH, Deggouj NAD, Fenech AJ, Janssen T, Li X, Walger M (2012): The SUN test (Speech Understanding in Noise) in different languages: test development and fine-tuning, AHS annual meeting.
- Paglialonga A, Grandori F, Tognola G (2013): Using the speech understanding in noise (SUN) test for adult hearing screening, *American Journal of Audiology* 22(1), p. 171-174.

3.1.6 Test audiométrique de Mainz pour les enfants (Mainzer Audiometric Test for Children ou MATCH)

METHODOLOGIE

MATCH est un test interactif d'intelligibilité vocale basé sur l'image qui peut être effectué dans le silence et dans le bruit. Le test est basé sur le Mainzer Kindersprachtest I (test vocal allemand pour enfants) qui utilise des mots d'une ou deux syllabes, présentés sur des images. Les inconvénients du Mainzer Kindersprachtest I sont que le nombre de mots est trop faible, que les mots et les images ne sont pas à jour et que les mots ne correspondent pas au vocabulaire typique d'un enfant de deux ans.

MATCH se compose de 26 mots correspondant au vocabulaire typique d'un enfant de deux ans (voir *Figure 10*). Bien que le test soit spécialement conçu pour les enfants, il peut également être utilisé pour d'autres patients coopératifs. Les mots sont sélectionnés à partir d'études récentes sur le vocabulaire des jeunes enfants (Suchodoletz et Sachse, 2008). La distribution des phonèmes du test allemand montre une bonne correspondance avec l'allemand conversationnel (Schiel, 2010 ; Schirkonyer *et al.*, 2014). Les objets du test sont présentés au sens figuré et ne sont pas spécifiques au sexe. Des images simples et appropriées pour les enfants représentent les mots (par exemple canard, lait, voiture, etc.) de sorte que le patient n'a pas besoin de compétences en lecture. Le patient doit simplement pointer l'image qu'il suppose être la bonne. Le test est conçu comme un test fermé (c'est-à-dire un nombre limité d'alternatives disponibles pour la sélection) parce qu'un test ouvert est supposé être trop difficile pour les enfants plus jeunes. Quatre images sont présentées simultanément sur l'écran tactile. L'une d'entre elles appartient à la parole. Si le mot n'a pas été compris, le patient n'a pas besoin de deviner mais peut appuyer sur le bouton « ? » La présentation sonore est lancée en appuyant sur une « boîte magique ». Une fois que le patient a donné sa réponse, le test se poursuit jusqu'à ce que tous les éléments aient été présentés. Le test est complètement aléatoire, c'est-à-dire que la séquence de mots et les alternatives sont randomisées de sorte que le test peut être répété avec le même patient. Il est possible d'effectuer le test avec un sous-ensemble de la liste complète de mots. Par exemple, si l'enfant ne connaît pas certains mots, ces mots peuvent être retirés du test.



Figure 10: Images MATCH (de gauche à droite : 1) singe, pomme, œil, voiture, ours, balle, arbre, 2) lit, bateau, beurre, œufs, canard, concombre, cheveux, 3) lapin, pantalon, lumière, lait, bouche, nez, oreille, 4) grand-père, cheval, porte, horloge, eau)

MATCH est également disponible avec un bruit ipsilatéral supplémentaire avec un niveau sonore fixe de 65 dB HL. Ce mode évalue l'intelligibilité de la parole dans le bruit en suivant la même procédure que sans bruit. Il a été démontré que le seuil d'intelligibilité de la vocale dans le bruit est plus sensible pour évaluer une perte auditive (Leensen et al., 2011). Le test avec bruit ipsilatéral est adapté aux enfants plus âgés et aux adultes.

Deux procédures MATCH sont disponibles :

- **MATCH Fixe** permet d'effectuer le test avec un niveau de parole fixe. Le test détermine un score en fonction du nombre de réponses correctes.
- **MATCH Adaptif** permet de réaliser le test avec une présentation adaptative du niveau de parole. Le niveau de parole est diminué après une réponse correcte et augmenté après une réponse incorrecte. Le test détermine un seuil de reconnaissance de la parole de 71,4 % dans le silence (sans bruit ipsilatéral) ou dans le bruit (avec bruit ipsilatéral).

Des données normatives sur les enfants ont été recueillies et présentées par Bohnert et al. (2013), Zoth *et al.* (2013) et Schirkonyer *et al.* (2014). Une explication plus détaillée est disponible dans le guide rapide MATCH (100800-24).

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *MATCH* dans l'écran de sélection des modules. Si plusieurs tests vocaux sont autorisés, vous trouverez *MATCH* dans la section "*Speech*". Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple le mode de test, le niveau de test (MATCH Fixe) / la plage de niveau de test (MATCH Adaptif), le bruit de masquage, la langue, les éléments) selon les besoins. Veillez à sélectionner une langue familière au patient testé². Sélectionnez ou désélectionnez le bruit de masquage si vous préférez tester l'intelligibilité de la vocale dans le bruit ou dans le silence, respectivement.

Assurez-vous qu'un transducteur valide est connecté (casque, inserts ou haut-parleurs) et commencez le test en sélectionnant l'oreille à tester. Lorsque vous commencez le test, expliquez au patient la tâche à accomplir. Dites à l'enfant qu'il y a une boîte magique sur l'écran de l'appareil et que la tâche consiste à découvrir ce qui se trouve à l'intérieur de la boîte. Une instruction typique peut suivre le déroulement des opérations présenté dans le *Tableau 4*. L'instruction est également expliquée dans l'aide en ligne de l'appareil.

Instruction de l'examineur	Tâche de l'examineur
<i>La boîte magique peut contenir différentes choses.</i>	<i>Montrez au patient comment appuyer sur la case avec les points d'interrogation verts (voir la Figure 11- ①).</i>
<i>Appuyez sur la boîte magique et écoutez attentivement ce qu'elle contient cette fois-ci.</i>	<i>Demandez au patient d'appuyer sur la boîte magique. Ensuite, les alternatives de réponse apparaissent (voir la Figure 11- ③).</i>

² Veuillez demander à PATH MEDICAL des informations complémentaires sur les langues disponibles.

<p><i>Avez-vous entendu ce qu'il y a dans la boîte ? Si vous n'entendez pas ce qu'il y a dans la boîte, appuyez sur le point d'interrogation vert en bas de l'écran. Si vous l'entendez, montrez-moi ce qu'il y a à l'intérieur de la boîte.</i></p>	<p><i>Le patient doit notifier si le mot a été compris ou non. Montrez au patient le bouton point d'interrogation vert et montrez comment appuyer sur l'image de réponse correcte.</i></p>
--	--

Tableau 4: Instruction MATCH

Veillez noter que la saisie de la réponse n'est possible qu'après la lecture du mot. Pendant la présentation du mot, le bouton *point d'interrogation* ② est grisé et aucune réponse n'est possible.



Figure 11: Interfaces utilisateur MATCH (à gauche : provoquer un stimulus ; à droite : les alternatives de réponse)

Dans l'en-tête, des informations sur l'état actuel du test, y compris les niveaux de stimulation et la réponse du patient, sont fournies (voir Tableau 5). Par exemple, l'en-tête de la Figure 11 (image de droite) montre que le mot est présenté à 40 dB HL. La réponse correcte se trouve dans l'image en bas à droite (porte). Un élément a déjà été testé. Le mot précédent a été correctement sélectionné par le patient.

Niveau de parole	Mot correct	Nombre d'articles	Réponse
Valeur [dB HL] ④	Index de la position des images ⑤ : 0 2 1 3	Nombre d'éléments testés ⑥	<div style="display: flex; align-items: center;"> <div style="width: 15px; height: 15px; background-color: green; margin-right: 5px;"></div> élément correct sélectionné <div style="width: 15px; height: 15px; background-color: red; margin-right: 5px; margin-top: 5px;"></div> élément incorrect sélectionné ⑦ </div>

Tableau 5: Informations sur l'en-tête MATCH

Si vous pensez que le patient pourrait profiter des informations de l'en-tête, désactivez les informations de l'en-tête dans les paramètres avant de commencer le test.

En fonction de l'âge et des capacités physiques/mentales, le test peut être effectué de manière totalement autonome (c'est-à-dire que le patient reçoit un stimulus et entre une réponse) après instruction ou avec l'aide de l'examineur. La supervision d'un examineur qualifié est recommandée à tout moment.

Pendant le test, certaines fonctions spécifiques sont disponibles lors de la connexion du bouton de réponse. Dans ce cas, le bouton de réponse doit être actionné par l'examineur. L'examineur peut

répéter un échantillon de parole en appuyant brièvement sur le bouton et une réponse précédente peut être annulée (par exemple si les patients souhaitent corriger la réponse après l'entrée de la réponse) en appuyant sur le bouton pendant environ 2 s.

Une fois le test terminé, pour MATCH Fixe, le résultat est affiché sous forme de score (voir Figure 12) et pour MATCH Adaptif, le résultat est affiché sous forme d'audiogramme vocal (estimation de la fonction de discrimination) avec un seuil de reconnaissance vocale (voir Figure 13). En outre, l'évolution de l'intensité de la parole et du temps de réaction ainsi que le protocole de test sont affichées lorsque vous appuyez sur l'écran des résultats. Le protocole de test affiche une liste de tous les mots présentés, les alternatives présentées et la réponse du patient. Le graphique de l'évolution temporelle peut aider à évaluer la fiabilité du test, tandis que le protocole de test peut fournir des informations sur les problèmes, par exemple la discrimination de phonèmes bien spécifiques.



Figure 12: MATCH Résultat fixe (à gauche : score dans le calme ; à droite : score dans le bruit)

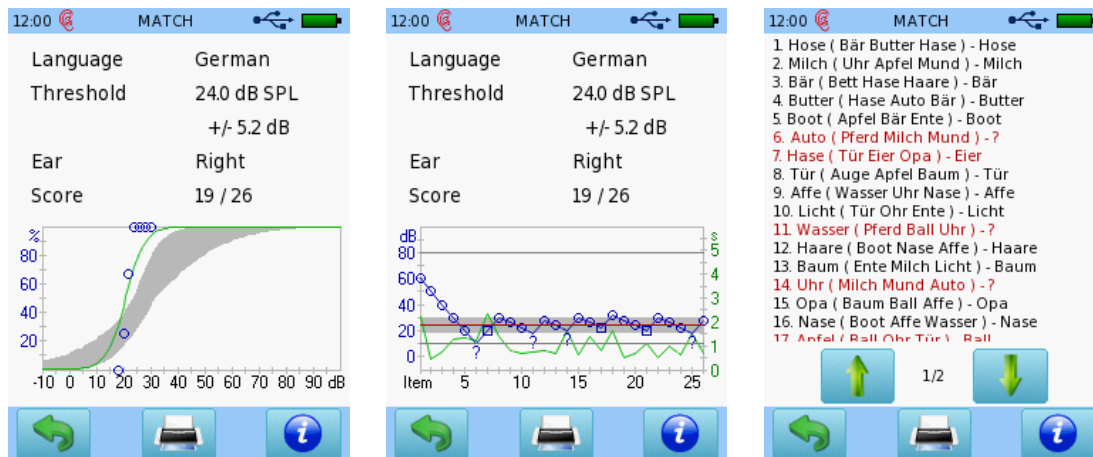


Figure 13: résultats de la fonction MATCH Adaptif dans le silence (à gauche : audiogramme vocal et fonction de discrimination ; au milieu : évolution dans le temps de l'intensité de la parole (symboles bleus) et du temps de réaction (ligne verte) ; à droite : protocole de test avec sélection de mots)

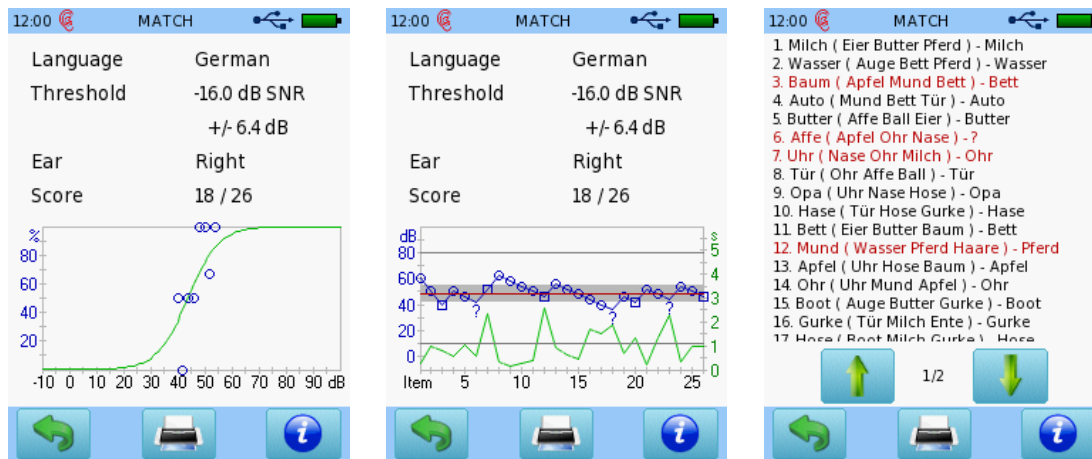


Figure 14 : résultat de la fonction MATCH Adaptif dans le bruit (à gauche : audiogramme vocal et fonction de discrimination ; au milieu : évolution temporelle du niveau de parole (symboles bleus) et temps de réaction (ligne verte) ; à droite : protocole de test avec sélection de mots)

RESULTATS DE L'ETUDE

Une étude (Bohnert *et al.*, 2013 ; Schirkonyer, 2013 ; Schirkonyer *et al.*, 2014) visant à évaluer les performances du test MATCH avec les enfants a été menée au Département des Troubles de la Communication dans le Département d'ORL de l'Hôpital de la faculté de médecine de l'Université de Mainz (Allemagne). Dans l'étude, l'audiométrie tonale et MATCH ont été réalisés avec Senti Desktop chez 111 enfants (213 oreilles) de 2,6 à 6,9 ans. Parmi eux, 157 oreilles présentaient une audition normale, tandis que 56 oreilles étaient malentendantes. Certains enfants présentaient une déficience auditive unilatérale. L'audition normale a été définie dans l'étude comme un dépistage réussi à 30 dB HL à 0,5, 1, 2, 4 et 6 kHz. En cas d'échec, les seuils auditifs ont été déterminés par extrapolation des fonctions I/O du OEAPD. Tous les tests ont été effectués dans une pièce calme avec un bruit de fond < 50 dB(A) ou dans une cabine. Les données de tous les patients ont été réparties en trois groupes d'âge (AG1 : 2,6-4,3 ans, AG2 : 4,3-5,6 ans, AG3 : 5,5-6,9 ans). Les seuils de reconnaissance vocale à 50 % étaient de $29,4 \pm 1,2$ (AG1), $27,8 \pm 0,9$ (AG2) et $25,4 \pm 0,8$ dB HL (AG3), tandis que les seuils de reconnaissance vocale à 71,4 % étaient de $38,2 \pm 1,0$ (AG1), $34,9 \pm 0,7$ (AG2) et $31,1 \pm 1,0$ dB HL (AG3), c'est-à-dire que les seuils de reconnaissance vocale diminuaient légèrement avec l'âge. La médiane de la durée du test s'élevait à 4,0 (AG1), 3,4 (AG2) et 3,1 minutes par oreille (AG3), c'est-à-dire que la durée du test diminuait avec l'âge. La fiabilité test-retest ($n = 79$) était bonne avec une corrélation de $r = 0,89$. En comparant les seuils moyens de sons purs à 0,5, 1 et 2 kHz aux seuils de reconnaissance vocale MATCH 71,4 % ($n = 55$), on a constaté une bonne corrélation de $r = 0,81$.

LITTÉRATURE

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

- Schirkonyer V, Bohnert A, Keilmann A, Janssen T (2014): MATCH – ein neuer Kindersprachtest (in German: MATCH – a new speech test for children), DGA annual meeting.
- Suchodoletz W, Sachse S (2008): Handbuch: Sprachbeurteilung durch Eltern - Kurztest für die U7 (SBE-2-KT) (German: Manual: language assessment by parents – quick test for the U7 (SBE-2-KT)), online: [http://www.kjp.med.uni-muenchen.de/download/SBE-2-KT-Handbuch .pdf](http://www.kjp.med.uni-muenchen.de/download/SBE-2-KT-Handbuch.pdf).
- Zoth P, Bohnert A, Schirkonyer V, Keilmann A, Janssen T (2013): A new interactive & self-paced speech test for children, EFAS annual meeting.

3.1.7 Test Vocal Universel (Universal Speech Test UST)

METHODOLOGIE

Le Test Vocal Universel (Universal Speech Test ou UST) est une plateforme de tests vocaux qui suivent un processus typique de présentation de mots (organisés en listes) à différents niveaux de parole, dans le but de déterminer un seuil de reconnaissance de la parole de 50 %, et éventuellement un niveau de discrimination maximal qui s'élève au mieux à 100 %. L'UST propose trois phases de test : (1) la phase d'écoute de la voix (facultative) pour déterminer le niveau auquel un mot ou en général la voix humaine peut être entendu mais non compris, (2) la phase de compréhension des mots (facultative) pour déterminer le niveau auquel le patient commence à comprendre un mot et (3) la phase de test qui permet de déterminer les scores de reconnaissance vocale à différentes intensités. Les phases de pré-test (facultatives) peuvent être utilisées pour déterminer un niveau de départ pour la phase de test. On peut également utiliser des données de seuils audiométriques (par exemple, seuil auditif moyen sur 0,5, 1 et 2 kHz). L'UST est disponible avec un bruit ipsilatéral optionnel pour évaluer l'intelligibilité de la vocale dans le bruit. Le bruit contralatéral est disponible à des fins de masquage, par exemple pour les patients souffrant d'une perte auditive unilatérale ou ayant une différence distincte de seuil auditif entre l'oreille gauche et l'oreille droite. L'application clinique et le groupe de patients cible dépendent du matériel de parole utilisé. Le matériel vocal typique comprend des mots d'une seule syllabe, des mots de deux syllabes/spondées³ et des nombres à deux chiffres.

À titre d'exemple, le test d'élocution de *Freiburger* (Halbrock, 1953), un test d'élocution allemand bien établi pour les adultes, est expliqué dans ce qui suit. Veuillez noter que d'autres tests de reconnaissance vocale peuvent utiliser différents types de mots et viser différentes valeurs de reconnaissance vocale cibles. Le test de *Freiburger* utilise des noms monosyllabiques qui représentent la parole couramment utilisée (par exemple Ring, Spott, Farm, Hang, ...) et des nombres à deux chiffres avec principalement quatre syllabes (par exemple 98, 22, 54, ...). Les listes de mots sont basées sur les mots les plus couramment utilisés au moment où ils ont été enregistrés. Les listes ont été préparées de manière que les mots présentent une distribution phonétique similaire. Le test comprend 20 listes de mots avec 20 noms monosyllabiques chacun et 10 listes de mots avec 10 numéros à deux chiffres chacun (voir DIN 45621-1). Le test vocal de *Freiburger* peut être divisé en deux sous-tests distincts. Les deux sont généralement effectués sans bruit ipsilatéral afin de déterminer la compréhension de la parole dans le calme. Le test de mots monosyllabiques est destiné à déterminer les valeurs individuelles de reconnaissance de la parole, c'est-à-dire le pourcentage de mots qui sont correctement entendus et répétés par la personne testée à plusieurs intensités de parole (65, 80, 95, 110 dB SPL) et qui sont affichés sous la forme d'un audiogramme vocal. L'utilisation prévue du test de nombres à deux chiffres est de déterminer une perte auditive pour les nombres à 50 % d'intelligibilité. Les nombres sont présentés à deux intensités. Le niveau le plus bas correspond à la perte auditive du patient à 4 kHz déterminée par audiométrie tonale plus 20 dB. Le niveau supérieur doit être fixé à un niveau supérieur de 5 dB au niveau initial. Le niveau de parole initial correspond à la perte auditive individuelle à 500 Hz déterminée par l'audiogramme en sons purs plus 20 dB.

Pour les patients avec audition normale, les noms monosyllabiques nécessitent généralement des niveaux de 10 à 20 dB plus élevés pour obtenir le même score de reconnaissance vocale que pour les nombres à deux chiffres (Brinkmann et Richter, 1997). Les patients malentendants peuvent ne pas atteindre un score de reconnaissance vocale de 100 % même à des intensités élevées. Les données

³ Veuillez contacter PATH MEDICAL pour obtenir un aperçu des tests vocaux disponibles dans le cadre de l'UST.

normatives pour les mots monosyllabiques et les nombres à deux chiffres sont présentées dans la norme DIN 45626-1.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez le sous-test UST (par exemple, *Freiburger*) dans l'écran de sélection du module. Si plusieurs tests vocaux sont autorisés, le sous-test UST correspondant peut être trouvé dans la section *Vocale*. Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, bruit ipsilatéral ou bruit de masquage controlatéral, niveau de bruit, phase d'écoute de la voix / compréhension des mots) selon les besoins. Assurez-vous de sélectionner un sous-test UST avec des listes de langues et de mots qui correspondent aux capacités linguistiques du patient testé.

Assurez-vous qu'un transducteur valide est connecté (casque, inserts ou haut-parleurs) et commencez le test en sélectionnant l'oreille à tester. Avant le test, le patient doit être informé de la tâche à accomplir. Pendant la phase d'écoute de la voix, le patient doit répondre si une voix est entendue ou non. Pendant la phase de compréhension des mots, le patient doit répondre si un mot a été compris ou non. Le niveau de compréhension du mot déterminé est indiqué dans l'audiogramme vocal comme étant le niveau de parole le plus bas avec un score de zéro. Pendant la phase de test, le patient doit répéter le mot. L'examineur doit évaluer si le mot a été compris correctement ou non. Veuillez noter que le test doit être effectué par un examinateur qualifié et ayant une audition normale. L'examineur doit provoquer le stimulus et entrer la réponse. Le test n'est pas destiné à être contrôlé par le patient.

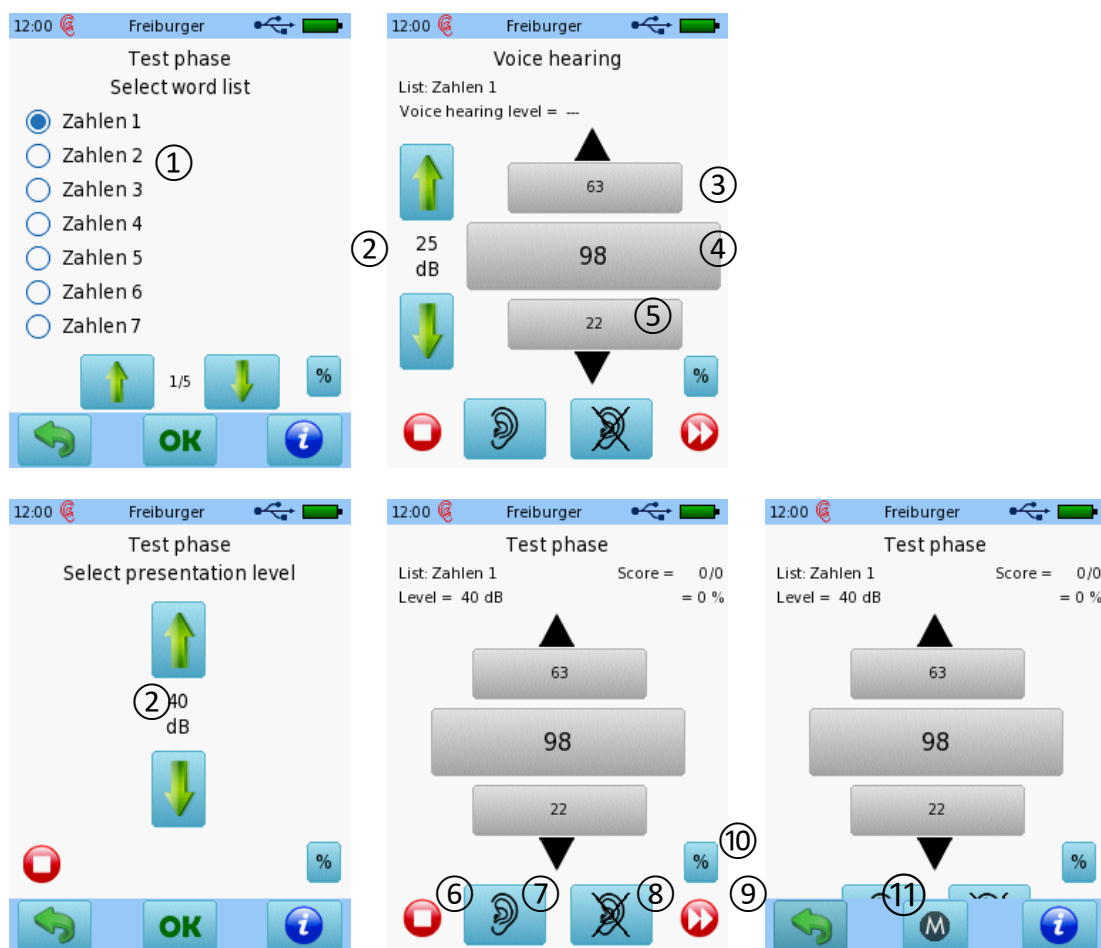


Figure 15: Interface utilisateur UST (en haut à gauche : sélection de la liste de mots ; en haut à droite : interface utilisateur principale pendant la phase d'écoute de la voix ; en bas à gauche : sélection du

niveau pendant la phase de test ; en bas au milieu : interface utilisateur principale pendant la phase de test ; en bas à droite : interface utilisateur principale avec pied de page visible)

Pour chaque phase de pré-test et pendant le test pour chaque essai (c'est-à-dire pour chaque intensité testée), une liste de mots doit être sélectionnée (voir la Figure 15- ①). Les listes de mots déjà sélectionnées sont grisées mais peuvent être sélectionnées à nouveau. Assurez-vous que les mots présentés précédemment ne sont pas déjà connus du patient. Par conséquent, pendant la phase de test, sélectionnez pour chaque test (c'est-à-dire pour chaque intensité testée) une nouvelle liste de mots. Après avoir sélectionné la liste de mots, ajustez l'intensité selon vos besoins en appuyant sur les boutons *haut/bas* ②. Dans la plupart des tests, plusieurs niveaux sont généralement sélectionnés pour déterminer les scores de reconnaissance vocale, allant de très faible (environ 0 %) à très élevé (environ 100 %).

Un mot est joué en appuyant sur le grand bouton "mot" ④. Si vous souhaitez sélectionner un autre mot dans la liste, vous pouvez naviguer dans la liste de mots à l'aide des boutons triangulaires *haut/bas* au-dessus/en dessous de la liste. Les boutons de mots plus petits affichent le mot précédent ③ et le mot suivant ⑤ dans la liste. Après avoir joué le mot et que le patient a répondu, entrez la réponse du patient (correctement répétée : ⑦, incorrectement répétée : ⑧). Les mots déjà testés sont colorés en vert (correctement répété) ou en rouge (incorrectement répété). Le test peut être arrêté en appuyant sur le bouton *arrêt* ⑥. Toute phase de pré-test ou de test au niveau de la parole actuelle peut être annulée en appuyant sur le bouton *avance* ⑨. L'écran de résultats actuel peut être affiché en appuyant sur le bouton *score* ⑩. Pendant le test, le masquage peut être activé ou désactivé en appuyant sur le bouton *masquage* ⑪ au pied de page.

Une fois le test terminé, le résultat (voir Figure 16) est affiché sous la forme d'un audiogramme vocal graphique et tabulaire avec un seuil de reconnaissance de la parole de 50 %. Vous pouvez changer d'affichage en appuyant sur l'écran des résultats. Il existe des adaptations spécifiques des résultats pour des tests spécifiques (par exemple, *Freiburger* : voir Figure 17).

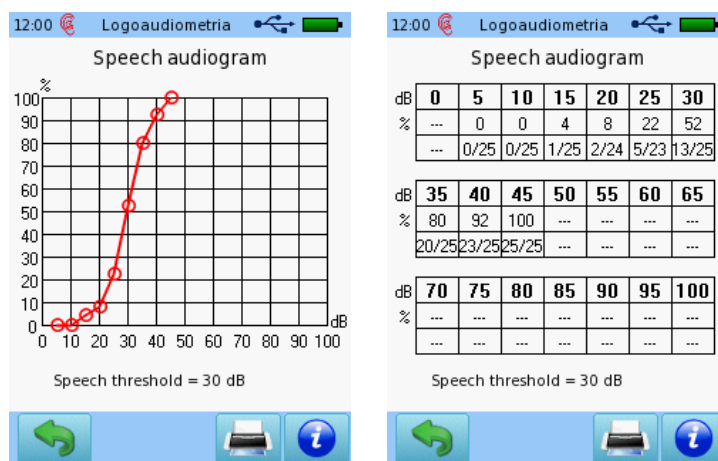


Figure 16: Résultat typique de l'UST (à gauche : graphique de l'audiogramme vocal ; à droite : tableau de l'audiogramme vocal)

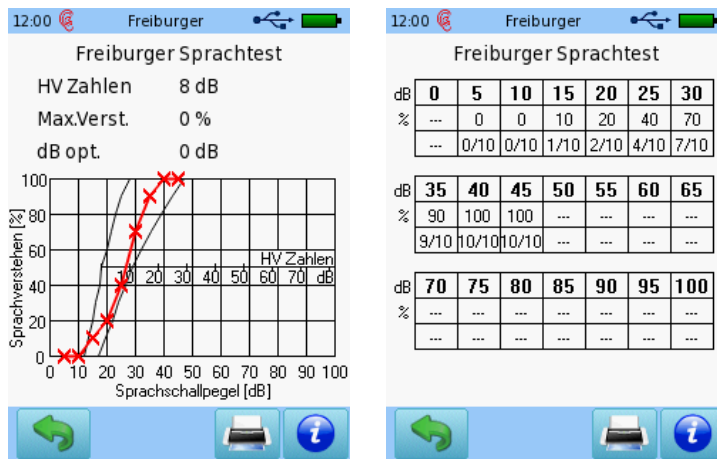


Figure 17: Résultat spécifique de Freiburger (à gauche : graphique de l'audiogramme vocal ; à droite : tableau de l'audiogramme vocal)

Veillez noter que pendant ce test, le pied de page est caché. Vous pouvez activer le pied de page en appuyant brièvement sur l'interrupteur marche/arrêt.

Il existe deux adaptations de la procédure UST de base décrite ci-dessus pour effectuer des tests vocaux spécifiques.

La première adaptation offre une interface utilisateur qui permet de présenter les mots d'une ou de plusieurs listes à différentes intensités (voir Figure 18) pour une détermination simplifiée d'un seuil vocal. Cette procédure est disponible, par exemple, pour les tests vocaux des *enfants* ou des *adultes*. Après avoir sélectionné la liste de mots ①, l'utilisateur modifie l'intensité jusqu'à ce qu'un seuil vocal soit obtenu. Le seuil vocal déterminé ③ est le niveau qui est fixé par l'examineur à la fin du test avec le bouton *arrêt* ②.



Figure 18: Adaptation de l'interface utilisateur UST pour une détermination simplifiée des seuils vocaux (à gauche : sélection de liste ; au milieu : test avec sélection de l'intensité pour la détermination du seuil vocal ; à droite : vue des résultats)

La deuxième adaptation est similaire à la procédure standard UST mais prévoit une sélection de l'intensité dans l'écran principal du test (et pas entre la sélection de la liste de mots et l'écran du test comme pour la procédure standard UST) de sorte que le niveau peut être modifié en passant par une seule liste de mots (voir Figure 19). Cette procédure est disponible par exemple pour les tests vocaux

NU-6, CID W-22, PBK-50, Maryland CNC, et Mots français CAD. Le résultat du test est initialement présenté sous forme de tableau mais peut être transformé en graphique en appuyant sur l'écran des résultats.



Figure 19: Adaptation de l'interface utilisateur UST pour la détermination des seuils vocaux avec contrôle de l'intensité pendant le test d'une liste unique (à gauche : sélection de la liste ; au milieu : test avec sélection et notation de l'intensité ; à droite : vue du résultat initial sous forme de tableau)

LITTÉRATURE

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

3.1.8 Lecteur CD

METHODOLOGIE

Le lecteur CD offre une plate-forme alternative pour les tests vocaux qui suivent une procédure typique consistant à présenter des mots organisés en listes de mots qui sont regroupés sur une piste de CD à une ou plusieurs intensités de parole. Le test peut être effectué dans le calme ou dans le bruit. Un bruit de masquage controlatéral peut être appliqué en option. Le lecteur CD permet de sélectionner une piste de CD et de lire les mots de cette piste avec des fonctions de démarrage, d'arrêt et de pause. La notation peut être effectuée pour chaque mot présenté. L'application clinique et le groupe de patients cible dépendent du matériel vocal utilisé⁴.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez le sous-test Lecteur CD dans l'écran de sélection du module. Si plus d'un test vocal est autorisé, le sous-test correspondant se trouve dans la section *Vocale*. Veillez à sélectionner un sous-test dont la langue et les listes de mots correspondent aux capacités linguistiques du patient testé. Dans les pages suivantes, le déroulement des opérations est expliqué à titre d'exemple pour le test de prononciation néerlandais NVA (voir Figure 20).



⁴ Veuillez contacter PATH MEDICAL pour obtenir un aperçu des tests d'élocution disponibles dans le cadre du Speech CD Player.

Figure 20: Interface utilisateur NVA (en haut à gauche : sélection de la liste ; en haut au milieu : sélection de la piste ; en haut à droite : configuration de la sortie du stimulus ; en bas de gauche à droite : test de l'interface utilisateur à différents moments dans une piste)

Assurez-vous qu'un transducteur valide est connecté (casque, inserts ou haut-parleurs). Avant de commencer le test, le patient doit être informé de la tâche à accomplir. Pendant le test, le patient doit répéter le mot. L'examineur doit évaluer si le mot a été compris correctement ou non. Veuillez noter que le test doit être effectué par un examinateur qualifié et ayant une audition normale. L'examineur doit contrôler la lecture du stimulus si nécessaire et entrer la réponse. Le test *n'est pas* destiné à être contrôlé par le patient lui-même.

Dans un premier temps, l'examineur doit choisir le matériel vocal approprié. Chaque bouton ① sélectionne un groupe de pistes du CD (par exemple avec des mots pour différentes tranches d'âge). Ensuite, la piste respectives ② du groupe de pistes peut être sélectionnée. Afin de configurer la sortie du stimulus, appuyez sur le bouton *réglage* ③. Dans le menu des paramètres, l'utilisateur peut configurer la sortie pour les deux canaux de stimulation. Pour chaque canal, le niveau de parole peut être réglé en appuyant sur les boutons haut/bas ④. Si vous souhaitez modifier les deux niveaux simultanément, vous pouvez verrouiller les niveaux de parole des canaux 1 et 2 en appuyant sur le bouton *verrouillage* ⑤. Pour chaque canal, le type de stimulus ⑥ et le côté oreille ⑦ peuvent être configurés. Après la sélection de la piste, le test commence automatiquement en jouant les mots de la piste choisie pendant que le CD est en cours d'exécution. Pendant le test, le mot actuellement joué ⑧ et le temps écoulé sont affichés. Dès qu'ils sont activés, il est possible d'appuyer à tout moment sur les boutons de *notation* ⑩ (pour que l'NVA puisse noter le nombre de phonèmes corrects). La présentation peut être interrompue en appuyant sur le bouton *pause* ⑫. Si vous souhaitez répéter le mot en cours ou passer au mot suivant, appuyez sur les boutons "*retour* ⑪" ou "*avance* ⑬". En appuyant deux fois sur le bouton retour, vous pouvez revenir au mot précédent. Le score ⑭ est affiché en fonction de la saisie de l'utilisateur. À la fin d'une piste, un seul point de données pour l'audiogramme vocal est enregistré. Lorsque vous quittez le test, l'écran de résultat est affiché sous forme de graphique et de tableau de l'audiogramme vocal, avec un seuil de reconnaissance vocale de 50 % et un score maximum (voir Figure 21). Passez d'une vue à l'autre en appuyant sur le graphique / tableau.

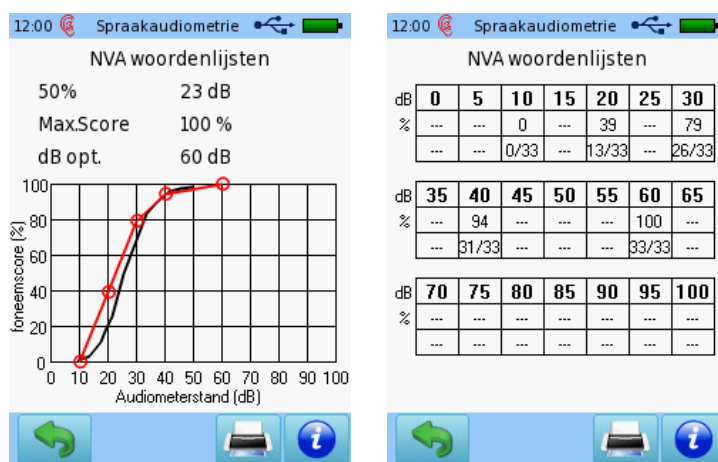


Figure 21: Résultat NVA (à gauche : graphique de l'audiogramme vocal ; à droite : tableau de l'audiogramme vocal)

3.1.9 Vocale/Parole en direct (live)

MÉTHODOLOGIE

Le module Vocale en direct (live) fournit une plate-forme de base pour les tests vocaux avec présentation de la parole en direct par l'examineur via un microphone. Le niveau de sortie peut être équilibré au moyen d'un compteur d'unités de volume (VU). L'utilisateur est responsable de la sélection, de la prononciation et de l'équilibrage corrects des mots ainsi que de l'évaluation des résultats. En général, il existe des biais connus de cette méthode liés à la reproductibilité des présentations (par exemple, en raison de la variation de la hauteur, de la qualité de la voix, de la vitesse de production des mots par l'examineur). Le module Live Speech propose trois modes : Seuil de détection de la parole (SDT), Seuil de reconnaissance de la parole (SRT) et Reconnaissance des mots (WR).

Le seuil de reconnaissance de la parole ou seuil de réception de la parole est le niveau de parole minimum auquel le patient reconnaît 50 % du matériel vocal. La reconnaissance signifie que le patient peut reproduire correctement le matériel vocal présenté (soit en répétant le matériel vocal présenté, soit en sélectionnant l'élément du test dans une liste fermée). Le seuil de détection de la parole ou seuil de conscience de la parole est le niveau de parole minimum auquel le patient est capable de remarquer la présence de la parole 50 % du temps. Le patient n'a pas besoin d'identifier le matériel présenté comme étant de la parole, mais doit indiquer sa conscience de la présence de sons. Le seuil de reconnaissance des mots est déterminé en établissant la présentation à un niveau fixe supérieur au niveau du seuil de la parole (il peut être modifié pour obtenir le meilleur score possible) et en obtenant un pourcentage de résultats corrects.

L'application clinique du Live Speech est la détermination des seuils de reconnaissance ou de détection de la parole dans le calme chez des patients coopératifs pour le diagnostic audiolinguistique. L'application clinique et le groupe cible de patients visé dépendent du matériel vocal utilisé.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez le module "Live speech" dans l'écran de sélection des modules. Si plusieurs tests vocaux sont autorisés, le module vocal correspondant se trouve dans la section *Vocale*.

Assurez-vous qu'un transducteur valide est connecté (casque d'écoute ou inserts). Avant de commencer le test, le patient doit être informé de la tâche à accomplir. Pendant le test, le patient doit répéter l'item présenté (SRT, WR) ou indiquer qu'un son a été détecté (SDT). L'examineur doit évaluer si l'item présenté a été compris correctement (SRT, WR). Veuillez noter que le test doit être effectué par un examinateur qualifié et ayant une audition normale. L'examineur doit parler en direct et entrer la réponse. Le test *n'est pas* destiné à être contrôlé par le patient.

Le module Live speech offre plusieurs options pour configurer le test (voir *Figure 22*). Tout d'abord, veuillez sélectionner le mode de test (SDT : Speech Detection Threshold, SRT : Speech Recognition Threshold, WR : Word Recognition) en appuyant sur le bouton *test* ② jusqu'à ce que le test favorisé apparaisse. L'*oreille* test (droite, gauche, les deux) peut être sélectionnée en appuyant sur les cases à cocher correspondantes ①.

Avant de commencer la présentation en direct, il peut être nécessaire de régler le niveau d'entrée du microphone : assurez-vous que le bouton *entrée/sortie* ⑧ indique *MIC*. Si nécessaire, allumez le

microphone en appuyant sur le bouton ⑦ et parlez dans le microphone avec une intensité vocale que vous utiliserez pour la présentation en direct. Ajustez l'entrée du microphone à l'aide des boutons de *niveau* ④ de sorte que l'indicateur du VU mètre ③ se stabilise près de 0 et n'atteigne pas continuellement la zone rouge. Appuyez sur le bouton de *niveau +* pour augmenter et sur le bouton de *niveau -* pour diminuer la sensibilité du microphone. Vous pouvez passer la procédure de réglage du niveau du microphone si l'intensité de votre discours est appropriée pour le réglage donné du niveau du microphone. Si le niveau du microphone est correct, vous pouvez procéder au réglage du niveau de la parole : appuyez sur le bouton *entrée/sortie* ⑧ pour afficher l'icône du casque et utilisez les boutons de *niveau* ④ pour modifier le niveau de la parole selon les besoins.



Figure 22: Interface utilisateur de Live Speech (à gauche) : Interface utilisateur SDT avec microphone éteint ; au milieu : Interface utilisateur SDT avec microphone activé et réglage du niveau du microphone ; à droite : interface utilisateur WR après avoir accepté le seuil déterminé)

Pendant le test, assurez-vous que lorsque vous parlez dans le microphone, l'indicateur du compteur VU reste principalement dans la zone bleue proche de zéro. Si l'indicateur atteint continuellement la zone rouge pendant la présentation du test en direct, veuillez ajuster le niveau du microphone comme décrit ci-dessus. En mode SDT ou SRT, le niveau de parole doit être ajusté par l'examineur jusqu'à ce que le seuil respectif soit déterminé. En mode WR, les réponses correctes et incorrectes peuvent être comptées en plus en appuyant sur le bouton *OK* ⑨ ou *pas OK* ⑪, respectivement. Le score et le pourcentage sont affichés ⑩. Veuillez noter que ces valeurs ne sont pas mémorisées lors du changement du niveau de parole. Si le seuil de parole a été déterminé, appuyez sur le bouton d'*acceptation du seuil* ⑤. Le niveau de parole actuellement sélectionné et pour WR également, le score est repris et affiché dans le bouton *mode test* ②. Appuyez sur le bouton arrêt ⑥ pour terminer le test.

Les résultats des trois modes sont enregistrés. L'écran des résultats affiche un audiogramme vocal comprenant le score de reconnaissance des mots et le seuil de détection et de reconnaissance de la parole déterminé (voir Figure 23).

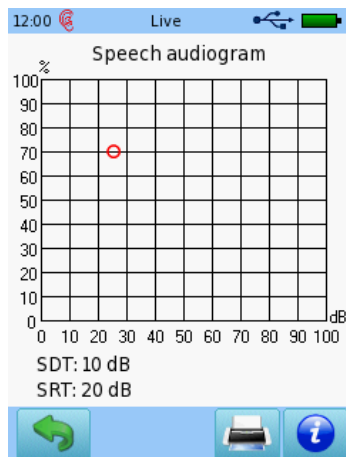


Figure 23: Résultat de Live Speech (avec score de reconnaissance de mots dans l'audiogramme vocal, seuil de détection de la parole et seuil de reconnaissance de la parole)

3.1.10 Test de dépistage auditif de Munich pour les troubles du traitement (Munich Auditory Screening Test for Processing Disorders ou MAUS)

METHODOLOGIE

MAUS est un test de dépistage allemand permettant d'identifier les patients souffrant de troubles auditifs centraux (TTA). Le test a été spécialement conçu et validé pour les enfants de 6 à 11 ans, mais peut également être utilisé pour d'autres patients coopératifs. Le test est censé être effectué après exclusion ou traitement (par exemple, aide auditive, chirurgie) d'un trouble auditif périphérique. En cas de résultat positif concernant un TTA, d'autres diagnostics peuvent être conseillés pour la différenciation d'autres dysfonctionnements, tels que des dysfonctionnements cognitifs, des troubles de l'attention, des dysfonctionnements généraux de la mémoire à court terme. MAUS est uniquement disponible en langue allemande (enregistrements : © Westra Elektroakustik GmbH 2003/2004). MAUS comprend trois sous-tests : séquence de syllabes, mots dans le bruit, et différenciation et identification des phonèmes. Ces sous-tests permettent une sensibilité maximale pour la détection des TTA (voir la section *Résultats de l'étude*). Le sous-test de la séquence de syllabes comprend 18 items avec six mots de trois syllabes (par exemple, muwage = mu-wa-ge), six mots de quatre syllabes et six mots de cinq syllabes. Tous les items sont des mots sans signification. L'occurrence des voyelles et des consonnes perceptibles pour les patients atteints de TTA est équilibrée. Le test des mots dans le bruit comprend 12 items par oreille avec un bruit ipsilatéral simulant la parole. Contrairement aux autres sous-tests, pour lesquels les items sont présentés bilatéralement, tous les items du test du mot dans le bruit sont présentés unilatéralement. Le test de différenciation et d'identification des phonèmes comprend 13 paires consonnes-voyelles et 10 paires consonnes-consonnes-voyelles de syllabes sans signification. L'ensemble du matériel vocal est présenté à un niveau fixe de 65 dB HL. La durée du test est d'environ 15 minutes. Pour plus de détails, veuillez vous référer à la section RESULTATS DE L'ÉTUDE et au manuel MAUS (Nickisch *et al.*, 2004).

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *MAUS* dans l'écran de sélection du module. Si plus d'un test vocal est autorisé, *MAUS* peut être trouvé dans la section "*Speech*". Assurez-vous qu'un transducteur valide est connecté (par exemple, un casque d'écoute, des inserts). Le test commence par le sous-test de la séquence de syllabes et se poursuit par le sous-test des mots dans le bruit et la différenciation et l'identification des phonèmes (voir *Figure 24*). Pour chaque sous-test, instruisez le patient sur les tâches décrites dans le *Tableau 6*. Les instructions sont également affichées sur l'écran de l'appareil avant le début du sous-test.

Instruction de l'examineur	Tâche de l'examineur
Sous-test 1 : Séquence de syllabes	
<i>Vous entendrez des mots magiques. Écoutez attentivement et répétez ce que vous avez entendu.</i>	
Sous-test 2 : Mots dans bruit	
<i>Maintenant, vous allez entendre des mots dans du bruit. Écoutez attentivement et répétez ce que vous avez entendu.</i>	

Sous-test 3 : Différenciation et identification des phonèmes	
<p>Je vais maintenant dire deux mots qui n'ont pas de sens. Écoutez attentivement et dites-moi si ces mots sont exactement les mêmes ou non ! Les deux cas peuvent se produire. Après cela, veuillez répéter les mots dans l'ordre correct. Essayons. Mi-Mi, ces mots sont exactement les mêmes. Quels mots ai-je prononcés ?</p> <p>[si c'est correct :] Très bien.</p> <p>[si c'est incorrect :] Écoutez bien encore une fois, je vais vous répéter les mots... [instruction répétée]</p>	<p>Attendez la réponse du patient et vérifiez si le patient comprend la tâche pour des syllabes similaires.</p>
<p>Maintenant, écoutez à nouveau : Bo-Sa, ces mots sonnent différemment. Vous entendez ça ? Quels mots ai-je prononcés ? Essayez vous-même maintenant : Li-Pa. C'est similaire ou différent ?</p> <p>[si c'est correct :] Très bien.</p> <p>[si c'est incorrect :] Écoutez à nouveau attentivement... [répétez l'instruction]</p>	<p>Attendez la réponse du patient et vérifiez si le patient comprend la tâche pour les différentes syllabes.</p>

Tableau 6: Instruction MAUS

Veillez noter que pour le premier sous-test (séquence de syllabes), le patient a deux essais, c'est-à-dire que si la séquence de syllabes n'a pas été répétée correctement la première fois, l'item est automatiquement rejoué et le patient peut répéter le mot une seconde fois. Pour les autres sous-tests, tous les items du test ne sont joués qu'une seule fois. Pour une analyse qualitative plus poussée, il est recommandé de noter les réponses incorrectes sur une feuille de protocole séparée. Le test *n'est pas* destiné à être contrôlé par le patient lui-même.

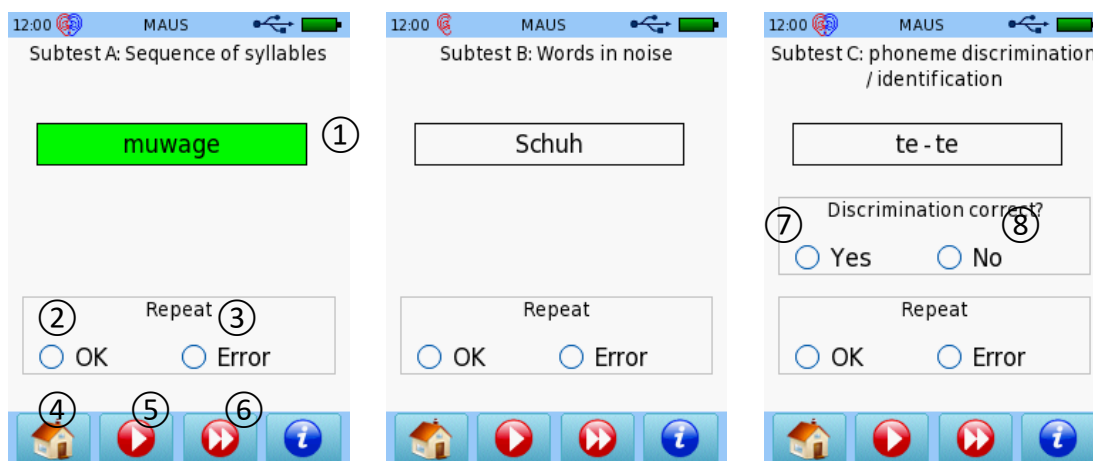


Figure 24: Interface utilisateur MAUS pour les différents sous-tests (à gauche : séquence de syllabes ; au milieu : mots dans le bruit ; à droite : discrimination et identification des phonèmes)

L'élément de test actuel est affiché dans une boîte sur l'écran (1). La case contenant l'élément du test est surlignée en vert tant que l'élément du test est présenté. Le statut de la réponse peut être entré en sélectionnant le bouton *OK* (correctement répété) (2) ou le bouton *Error* (incorrectement répété) (3). Pour la discrimination et l'identification des phonèmes de sous-test, il faut en outre saisir

l'exactitude de la discrimination (Oui : correctement discriminé ⑦ ; Non : incorrectement discriminé ⑧). L'élément initial de chaque sous-test est joué automatiquement. Une fois que le statut de la réponse est entré, l'élément de test suivant peut être lancé en appuyant sur le bouton *play* ⑤. Vous pouvez annuler le sous-test en cours et passer au sous-test suivant en appuyant sur le bouton "*avance*" ⑥. Le test peut être arrêté en appuyant sur la touche *accueil* ④.

Le résultat montre une liste de notes avec un code couleur (voir *Figure 25*). Les notes sont calculées automatiquement à partir des données saisies par l'examineur. Les notes maximales sont de 36 points pour les séquences de syllabes, de 12 points par oreille pour les "mots dans le bruit" et de 22 points pour la "discrimination et l'identification des phonèmes". La note est associée à une plage de valeurs T en fonction de l'âge, représentée par des zones colorées (<30 : extrêmement inférieur à la norme, 30-40 : inférieur à la norme, 41-60 : normal, 61-70 : supérieur, >70 extrêmement supérieur). Veuillez noter que même si toutes les réponses étaient correctes, pour certaines tranches d'âge, le score n'est pas mis en correspondance avec la meilleure plage de valeurs T. Si tous les résultats sont normaux ou meilleurs, la probabilité d'un TTA est très faible. Si au moins un résultat est inférieur à la norme ou pire, il est possible qu'un TTA soit présent. Veuillez noter que le test est un test de dépistage, qui peut donner des résultats faussement positifs. Ainsi, si le test MAUS donne un résultat douteux, il est conseillé de procéder à d'autres diagnostics (par exemple, diagnostic d'intelligence, diagnostic neurologique pédiatrique, diagnostic audiométrique objectif comme par exemple PEA).

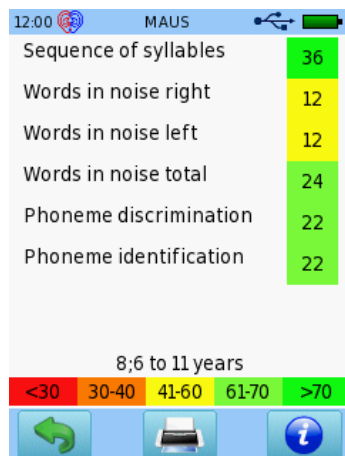


Figure 25: Résultat MAUS

RESULTATS DE L'ETUDE

Dans une pré-étude de Nickisch et Oberle (2002), 79 enfants de 6 à 12 ans (moyenne : 8,8 ans) avec une audition périphérique normale (seuils sons purs ≤ 20 dB HL) et une indication clinique de TTA comprenant deux ou plusieurs résultats positifs aux tests psycho-acoustiques suivants : test de Mottier de Zurich, test de lecture, test de différenciation sonore de Heidelberg (HLAD) avec différenciation, analyse et identification des sons, audiométrie vocale dans le bruit, séquences de nombres, test d'écoute dichotique, audition directionnelle, parole comprimée dans le temps, fusion binaurale, test de Patsy, détection des écarts et phonèmes de jonction. Le taux d'incidence des résultats atypiques pour des patients à l'audition normale a été analysé. Une combinaison de tests a été étudiée dans le but d'obtenir une sensibilité maximale en ce qui concerne la détection des TTA. Une combinaison de trois tests a été trouvée pour obtenir une sensibilité maximale : audiogramme vocal dans le bruit, test de Mottier, et différenciation des phonèmes de l'HLAD. Les données normatives (Nickisch *et al.*, 2004b)

ont été obtenues auprès de 356 écoliers (189 garçons, 167 filles) d'un âge moyen de 8,76 ans et ayant une audition périphérique normale.

Une étude clinique (Nickisch *et al.*, 2004a) a été réalisée auprès de 52 enfants (36 avec TTA, 16 sans TTA) de 6 à 12 ans (âge moyen de 9,5 ans) ayant une audition périphérique normale. Tous les enfants présentaient une audition périphérique normale. Un TTA était diagnostiqué si au moins deux des autres tests mentionnés ci-dessus donnaient un résultat positif. Le test MAUS a été effectué à des fins de comparaison. La corrélation entre les sous-tests MAUS et les autres méthodes de test a été examinée et s'élevait à $r = 0,78$ (MAUS : séquence de syllabes \leftrightarrow Mottier test), $r = 0,51$ (MAUS : mots dans le bruit \leftrightarrow audiométrie vocale dans le bruit), $r = 0,76$ (MAUS : différenciation des phonèmes \leftrightarrow HLAD : différenciation des sons) et $r = 0,81$ (MAUS : identification des phonèmes \leftrightarrow HLAD : identification des sons). Toutes les corrélations étaient hautement significatives. Le taux de concordance des résultats du dépistage des TTA a été comparé entre les sous-tests MAUS et les autres méthodes de test et s'élevait à 71 % (MAUS : séquence de syllabes \leftrightarrow Mottier test), 75 % (MAUS : mots dans le bruit \leftrightarrow audiométrie vocale dans le bruit), 73 % (MAUS : différenciation des phonèmes \leftrightarrow HLAD : différenciation des sons), et 87 % (MAUS : identification des phonèmes \leftrightarrow HLAD : identification des sons). La sensibilité de MAUS s'élevait à 97 %. Dans une étude approfondie (Heuckmann *et al.*, 2006), la sensibilité a été validée auprès de 132 écoliers (80 avec TTA, 52 sans TTA) de 6 à 12 ans (âge moyen : 9,5 ans) et s'élevait à 96 %.

La fiabilité de la réévaluation du MAUS a été étudiée dans une étude (Heuckmann *et al.*, 2005) portant sur 62 écoliers de 8 à 10 ans. Par conséquent, MAUS a été réalisé à deux reprises avec un décalage de deux à six semaines entre le premier et le second test. La fiabilité globale du retest pour MAUS était de $r = 0,75$ avec des sous-tests allant de $r = 0,64$ (séquence de syllabes) à $r = 0,75$ (différenciation des phonèmes).

LITTÉRATURE

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

3.1.11 Test de discrimination auditive de la parole de Bochum (Bochum Auditory Speech Discrimination Test ou BASD)

METHODOLOGIE

Le Bochum Auditory Speech Discrimination Test (BASD) fournit une batterie de tests audiométriques pour détecter les déficits de développement de la parole et les du traitement auditif (TTA) qui y sont liés, c'est-à-dire les déficits fonctionnels qui *ne sont pas* causés par des troubles auditifs périphériques ou des troubles de l'attention. Le BASD examine le traitement auditif de la parole et des stimuli non vocaux en mesurant les différences à peine perceptibles (JND) dans la fréquence, l'intensité, la durée et la modulation d'amplitude d'un signal sinusoïdal présenté. La partie non vocale du BASD est basée sur l'inventaire de Leipzig pour l'évaluation des troubles du traitement auditif central au cours du développement de l'enfant (LIPP : voir Ludwig, 2008). D'autres éléments du test sont les stimuli vocaux pour tester la discrimination entre les différentes consonnes ba/ga (contraste dans la voix) et ga/ka (contraste à la place de l'articulation). Le test est conçu comme une tâche ludique, c'est-à-dire un jeu de mémoire, et est spécialement destiné aux enfants à partir de 4 ans. Toutefois, le test peut également être utilisé pour d'autres patients coopératifs. Le test est réalisé sous la forme d'une procédure de choix forcé à trois alternatives. La tâche consiste à trouver deux éléments similaires (c'est-à-dire avec la même consonne, fréquence, intensité, durée) parmi trois alternatives. Les deux éléments similaires sont répartis de manière aléatoire sur les trois cartes mémoire. En appuyant sur les cartes, les images apparaissent comme dans un jeu de mémoire. Si les deux cartes sélectionnées montrent la même image, la réponse est correcte. Cela permet de fournir un retour d'information immédiat au patient testé et donc d'accroître sa motivation.

Les paramètres de départ sont réglés comme suit : différences de niveau de stimulus de 5 à 20 dB (pas de 5 dB), différences de durée de 100 à 300 ms (pas de 50 ms), et différences de fréquence sont réglées à 0,05, 0,1, 0,2, 0,4, 0,8 et 1,6 octaves. Les fréquences de base sont de 500 Hz et 1 kHz. Pour le sous-test de modulation d'amplitude, la fréquence de modulation de référence est de 20 Hz. Le ton déviant a une fréquence de modulation de 20 Hz + x Hz avec x variant de 0 à 80. Les modes de stimulation sont : monaural (oreille gauche ou droite), dichotique (signal ipsilatéral, bruit controlatéral à large bande), binaural (même signal dans les deux oreilles), ainsi qu'interaural (même stimulus sur l'oreille controlatérale, stimulus différent sur l'oreille test).

Pour déterminer le JND, un algorithme adaptatif est réalisé en modifiant la taille des pas en fonction de la durée du temps de mesure, c'est-à-dire que les pas du début sont plus importants que ceux de la fin de la procédure. Pour les tests d'intensité, fréquence et durée, au début, la propriété cible (c'est-à-dire la différence d'intensité, la différence de fréquence, la différence de durée) est augmentée/diminuée après chaque essai, puis elle est augmentée/diminuée après deux essais (diminuée si les deux essais étaient corrects, augmentée si au moins un essai était incorrect). Les JND sont calculés sur la base des points d'inversion.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *BASD* dans l'écran de sélection des modules. Si plus d'un test vocal est autorisé, le test peut être trouvé dans la section *Vocale*. Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, le niveau de présentation, le mode de présentation, la fréquence pour les sous-tests tonaux, la différence initiale pour le niveau, la fréquence et la durée, le nombre d'essais et d'inversions) selon les besoins. Sélectionnez le sous-test.

Assurez-vous qu'un transducteur valide est connecté (par exemple un casque, des inserts) et commencez le test en sélectionnant l'oreille à tester. Les configurations disponibles pour l'oreille testée dépendent de la sélection du mode de présentation (monaural, binaural, dichotique, interaural) dans les paramètres du module. Si le mode *monaural*, *dichotique* ou *interaural* est sélectionné, vous pouvez tester l'oreille droite ou l'oreille gauche. Si le mode *dichotique* est sélectionné, tous les stimuli du test sont présentés avec un bruit controlatéral. Si vous sélectionnez *interaural*, tous les stimuli du test sont présentés avec trois stimuli controlatéraux identiques (par exemple, l'oreille droite sélectionnée pour le sous-test ba/ga - oreille droite : ga - ba - ga, oreille gauche : ga - ga - ga). Si le *binaural* est sélectionné, les deux oreilles sont testées ensemble.

Avant de commencer le test, le patient doit être informé de la tâche à accomplir. La tâche consiste à écouter trois stimuli représentés par trois cartes mémoire. Deux de ces trois stimuli sont identiques, c'est-à-dire qu'ils présentent la même consonne, la même intensité, la même fréquence, la même durée ou la même modulation d'amplitude. Le patient doit indiquer les deux stimuli identiques en découvrant les deux cartes correspondantes.

En fonction de l'âge et des capacités physiques/mentales, le test peut être effectué de manière totalement autonome (c'est-à-dire que le patient reçoit un stimulus et entre une réponse) après instruction ou avec l'aide de l'examineur. La supervision d'un examinateur qualifié est recommandée à tout moment.

Au démarrage du test, l'interface utilisateur principale est affichée (voir *Figure 26*). Le stimulus peut être déclenché en appuyant sur le bouton *lecture* ②. La présentation du stimulus peut être répétée en appuyant à nouveau sur la touche *lecture*. Le patient répond en appuyant sur deux des trois cartes mémoire ④ correspondant aux stimuli considérés comme similaires en ce qui concerne la propriété cible (consonne, intensité, fréquence, durée, modulation d'amplitude). Si les cartes sélectionnées sont correctes, le test passe à l'essai suivant. Si les cartes sélectionnées ne sont pas correctes, la troisième carte est automatiquement découverte afin de fournir un retour d'information sur la combinaison qui aurait été correcte. Les barres bleues à gauche ① et à droite ③ du bouton *lecture* représentent les jeux de cartes indiquant la progression du test, c'est-à-dire que la barre de gauche diminue à chaque essai et que la barre de droite augmente à chaque réponse correcte.

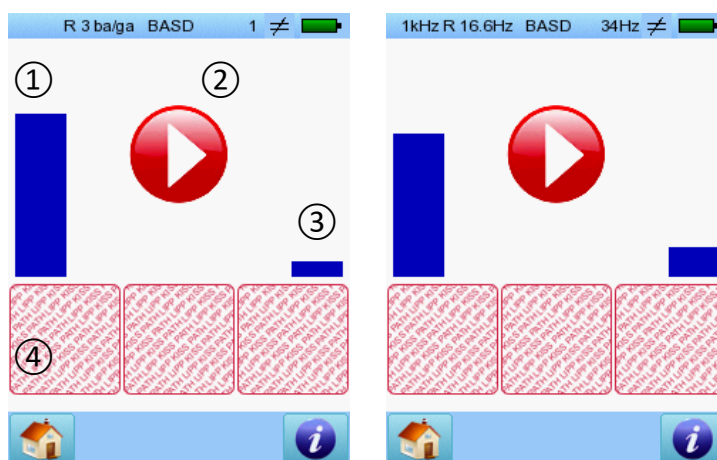


Figure 26: Interface utilisateur BASD (à gauche : différenciation ba/ga ; à droite : différenciation de fréquence)

L'en-tête fournit diverses informations comme expliqué dans le Tableau 7.

Fréquence	Oreille	Differ. actuelle/ Position actuelle de l'élément différent	Type de test	Differ. précédente/ Précédent élément non sélectionné	
500 Hz, 1 kHz pour les tests tonaux	R (droite), L (gauche), B (binaural)	Valeur de différence pour les tests tonaux, sinon position de l'élément différent	ba/ga ou ga/ka pas disponible pour les tests tonaux	Valeur de la différence pour les tests tonaux, sinon position de l'élément non sélectionné	≠ correct (la différence a pu être détectée) = incorrect

Tableau 7: Informations d'en-tête BASD

Par exemple, la capture d'écran gauche de la *Figure 26* fournit les informations suivantes : test effectué sur l'oreille droite, l'élément actuel qui est différent des deux autres éléments est le troisième élément (c'est-à-dire l'élément à droite de l'écran), le sous-test effectué est ba/ga, le bouton précédemment non appuyé est le bouton à gauche de l'écran (c'est-à-dire que les boutons du milieu et de droite ont été appuyés), la réponse était correcte. La capture d'écran droite de la *Figure 26* fournit les informations suivantes : le test est effectué avec un son de 1 kHz à l'oreille droite, la différence de fréquence actuelle est de 16,6 Hz, la différence de fréquence précédente était de 34 Hz, la réponse était correcte.

Les résultats du BASD sont présentés sous la forme d'un score pour les tests de consonnes et d'un seuil de discrimination pour les tests tonaux (voir *Figure 27*). Pour les tests tonaux, l'évolution dans le temps des réponses peut être affichée en appuyant sur l'écran des résultats. Des données normatives préliminaires sont disponibles (voir RESULTATS DE L'ETUDE).

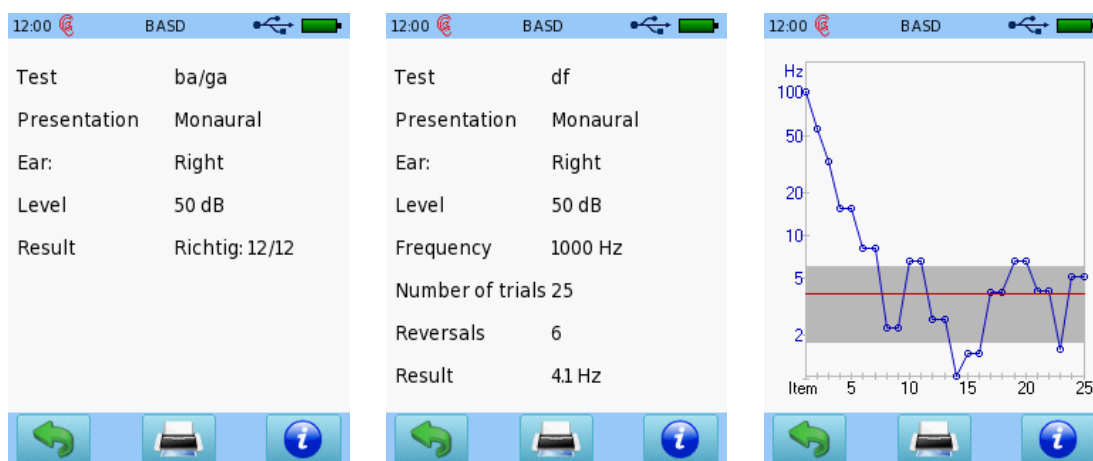


Figure 27: Résultat BASD (à gauche : différenciation ba/ga ; au milieu, à droite : données du résultat de la différenciation des fréquences et évolution dans le temps)

RESULTATS DE L'ETUDE

Dans une étude réalisée à l'université de Leipzig (Freigang *et al.*, 2011), le test LIPP (similaire à la partie non vocale du BASD) a été effectué chez 59 adultes de 65 à 89 ans. Les tests ont été effectués à un niveau de stimulus de 35 dB SL avec une présentation monaurale, dichotique et interaurale. Les

mesures ont révélé des détériorations significatives de la capacité de discrimination des propriétés acoustiques en fonction de l'âge. En particulier, la fréquence interauriculaire et la durée de discrimination aux fréquences graves du test étaient élevées, ce qui pourrait s'expliquer par une détérioration de l'analyse dépendant du temps et de la phase au niveau du tronc cérébral et du cortex.

Dans le cadre d'un projet soutenu par le Ministère Fédéral Allemand de l'éducation et de la recherche (BMBF), un programme de dépistage de la parole pour les enfants d'âge préscolaire a été mis au point (Neumann, 2012). Le programme de dépistage doit permettre de différencier entre développement normal de la parole (groupe A), développement évident de la parole avec besoin d'entraînement (groupe B), et troubles du développement de la parole avec besoin de thérapie (groupe C). En outre, les cas de TTA au sein de chaque groupe devraient être détectés. Un test de dépistage de la parole chez les enfants, appelé KiSS (Euler *et al.*, 2010), a été mis au point précédemment et s'est révélé très sensible et spécifique pour identifier le développement de la parole, mais la discrimination entre les groupes B et C était insuffisante. La tâche du projet était de développer une batterie de tests psycho-acoustiques améliorés pour examiner le traitement auditif (avec différenciation entre les groupes A et C) chez les enfants de 4 à 5 ans. En outre, les corrélations électrophysiologiques du traitement des mêmes stimuli avec la mesure des potentiels liés à l'événement, c'est-à-dire la négativité de la discordance (Mismatch Negativity ou MMN), ont été étudiées.

Pour 189 enfants d'âge préscolaire de 4 à 4,5 ans, le BASD a été testé selon plusieurs tests de référence. L'audition périphérique a été testée au moyen de l'audiométrie tonale, de la tympanométrie, du seuil de réflexe stapédien et du test d'intelligibilité de la parole de Göttinger (dans le calme) pour les enfants. Le développement de la parole a été testé au moyen du test de vocabulaire AWST-R pour les enfants, du test de développement de la parole SET-K 3-5 pour les enfants (avec des sous-tests de construction de règles morphologiques, de compréhension de la parole, de suppléance phonologique des non-mots, de suppléance des phrases), du test d'articulation PLAKSS et du test de parole KiSS.2 pour les enfants. Le traitement auditif a été testé au moyen du test d'intelligibilité de la parole de Göttinger (dans le calme/le bruit) pour les enfants, du test dichotique d'Uttenweiler, du test de Mottier, du questionnaire pour les parents. Les capacités cognitives ont été testées au moyen de matrices progressives colorées (Colored Progressive Matrices ou CPM), d'un test d'intelligence sans langage et d'un examen phoniatrice/audiologique. Sur la base de ces tests, les experts ont classé le développement général du langage et la suspicion de TTA pour chaque enfant. Sur les 189 enfants, 120 (63,5 %) ont été classés dans le groupe A, 37 (19,6 %) dans le groupe B, et 32 (16,9 %) dans le groupe C. Sur les 188 enfants, 13 (6,9 %) ont été suspectés de TTA. Parmi les enfants TTA-positifs, 2 (1,7 %) appartenaient au groupe A, 4 (10,8 %) au groupe B, et 7 (22,6 %) au groupe C. La sensibilité du KiSS.2 pour la détection d'un développement évident de la parole (y compris les groupes B et C) s'élevait à 89,7 %, la spécificité à 89,1 %. Pour 71 des 189 enfants (avec des parts similaires de chaque groupe A à C), le MMN a été appliqué. Aucune différence significative n'a été constatée entre les groupes testés.

Les données normatives BASD ont été établies dans une étude portant sur 293 enfants de 4,0 à 5,11 ans. Un effet de développement dépendant de l'âge a pu être observé. Les médianes des seuils de discrimination sont présentées dans le *Tableau 8* pour les différents groupes d'âge. Pour la différenciation des fréquences, des abandons en fonction de l'âge ont été observés. En considérant une discrimination de fréquence supérieure à 500 Hz comme non valable, 35 % de toutes les données de la tranche d'âge 4;0 à 4;5 ans ont dû être supprimées. Cette proportion diminue avec l'âge pour atteindre 9 % dans la tranche d'âge 5,6 à 5,11 ans. Cela signifie que le sous-test de discrimination de fréquence peut ne pas être adapté aux très jeunes enfants.

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

Tableau 8: Médianes des seuils de discrimination BASD pour différentes tranches d'âge

Les données normatives pour le percentile 90 % sont indiquées pour les différents groupes d'âge dans le *Tableau 9*. La corrélation entre les sous-tests BASD et la classification des experts était significative pour la fréquence des sous-tests (si les résultats invalides provenant principalement de jeunes enfants étaient supprimés), la zone d'articulation et la voix. La différenciation des TTA a également été étudiée. Des corrélations significatives ont pu être trouvées entre la voix et la décision de l'expert ainsi qu'entre la durée et la suspicion des parents ou des travailleurs sociaux.

Âge (années)	4;0-4;5	4;6-4;11	5;0-5;5	5;6-5;11
Niveau [dB]	13.4	13.4	12.7	12.7
Fréquence [Hz]	296	344	223	70
Durée [ms]	249	254	158	157
Ga-Ka [score/12]	2	2	2	4
Ba-Ga [score/12]	2	3	5	6

Tableau 9: BASD 90 % percentile pour les différents groupes d'âge

LITTÉRATURE

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

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

3.1.12 Inventaire des handicaps auditifs chez les personnes âgées (Hearing Handicap Inventory for the Elderly ou HHIE-S)

MÉTHODOLOGIE

Dans les questionnaires de dépistage, les patients sont invités à évaluer leur état auditif en répondant à une ou plusieurs questions spécifiques. Le questionnaire HHIE a été développé et standardisé par Ventry et Weinstein (1982) et comprend 25 questions. La version abrégée de dépistage HHIE-S (Weinstein, 1986) comprend 10 questions qui concernent les limitations d'activité, les restrictions de participation et les sentiments et émotions associés à la vie quotidienne. Par exemple, l'une des questions de la catégorie émotionnelle est *Un problème d'audition vous met-il dans l'embarras lorsque vous rencontrez de nouvelles personnes ?* Par exemple, l'une des questions de la catégorie "restriction de participation" est la suivante : *" Avez-vous des difficultés à entendre lorsque quelqu'un parle en chuchotant ?* La réponse peut être *Oui, Parfois, ou Non*. Les réponses correspondent à une échelle de réponses à plusieurs points : *Oui* = 4 points, *Parfois* = 2 points, et *Non* = 0 point. Le score total est calculé en additionnant les points et est ensuite comparé au seuil défini pour décider s'il y a une réussite ou un échec. Normalement, le questionnaire est administré en face à face. L'enquêteur lit ensuite à haute voix chaque question et les catégories de réponses possibles, attend la réponse du patient et remplit la réponse correspondante sur le formulaire.

Le questionnaire est spécialement conçu pour le dépistage auditif chez les personnes âgées, mais il peut également être utilisé pour d'autres patients coopératifs. Veuillez noter que le test est un test d'auto-évaluation et qu'il dépend donc de la coopération du patient et de sa capacité à répondre de manière honnête et réaliste, et qu'il peut donc présenter un résultat qui s'écarte de l'état réel de l'audition. Il est conseillé de procéder à des diagnostics audiolologiques supplémentaires, en particulier si le résultat du dépistage HHIE-S suggère des problèmes auditifs.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *HHIE-S* dans l'écran de sélection des modules. Sélectionnez la langue dans laquelle vous souhaitez effectuer le questionnaire. Informez le patient de la tâche à accomplir : un certain nombre de questions issues de situations de la vie quotidienne sont posées (voir *Figure 28 gauche*). Le patient doit répondre par *Oui, Parfois, ou Non* selon la réponse qui lui semble la plus appropriée. En fonction de l'âge et des capacités physiques/mentales, le test peut être effectué de manière totalement autonome après instruction ou avec l'aide de l'examineur (c'est-à-dire que l'examineur lit les questions et/ou saisit les réponses). Le résultat est indiqué sous forme de score avec un statut de feu tricolore (voir *Figure 28 droite*).

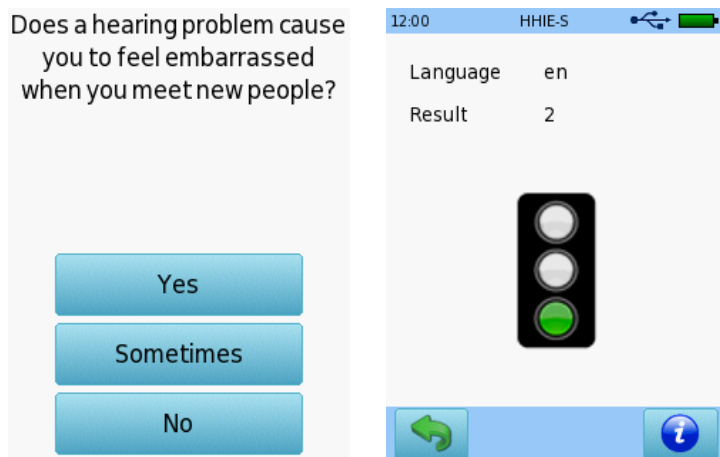


Figure 28: Interface utilisateur HHIE-S (à gauche) et résultat (à droite)

Veillez noter que pendant ce test, le pied de page est caché. Vous pouvez activer le pied de page en appuyant brièvement sur l'interrupteur marche/arrêt.

RESULTATS DE L'ETUDE

Jupiter et DiStasio (1998) ont étudié les performances du HHIE-S chez 50 patients âgés de 65 à 85 ans sans antécédents de maladie otologique, d'exposition à un bruit de forte intensité ou d'ototoxicité. Dans l'étude, le questionnaire HHIE-S a été réalisé en même temps que la détermination d'une moyenne de seuil (indice de Fletcher) à trois fréquences (0,5, 1, 2 kHz) en sons purs dans la meilleure oreille. Le score moyen HHIE-S s'est élevé à 9,8 alors que le seuil moyen en sons purs s'est élevé à 36,8 dB HL. La corrélation entre le score HHIE-S et la moyenne du seuil de sons purs s'élevait à $r = 0,67$ pour les questions situationnelles, à $r = 0,52$ pour les questions émotionnelles et à $r = 0,63$ pour toutes les questions.

LITTÉRATURE

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

3.2 Procédures de tests physiologiques

Les procédures de tests physiologiques comprennent les otoémissions acoustiques (OEA), les potentiels évoqués auditifs (PEA), potentiels évoqués vestibulaires myogéniques (VEMP), les tests d'immittance acoustique (tympanométrie) et d'autres tests qui reposent sur la mesure des propriétés physiologiques.

Les procédures de tests physiologiques (excepté le VEMP) n'exigent pas la participation active du patient testé pendant le test. Contrairement aux tests psycho-acoustiques, la capacité et la volonté du patient à coopérer ne jouent qu'un rôle secondaire. Néanmoins, une certaine coopération est nécessaire. Cela peut inclure (selon la procédure du test) que le patient reste calme, n'avale pas, ne bouge pas, ou ne retire pas le transducteur ou tout autre équipement de test pertinent de sa position requise pendant le test. Contrairement aux procédures de tests psycho-acoustiques, les procédures de tests physiologiques peuvent être effectuées sur des patients qui ne sont pas capables ou désireux d'effectuer une tâche psycho-acoustique, c'est-à-dire des patients trop jeunes ou autrement incapables de réagir sur le plan comportemental. Il peut s'agir de nouveau-nés et de jeunes enfants, de patients handicapés mentalement ou physiquement, ou de personnes simulant une perte auditive. L'examineur doit s'assurer que le patient est capable de remplir les conditions préalables respectives (par exemple, être silencieux pendant l'épreuve). De plus, les patients plus âgés doivent être informés de la procédure de test afin qu'ils sachent à quoi s'attendre pendant l'épreuve. Cela peut contribuer positivement à la relaxation du patient. Le VEMP nécessite la participation active du patient, car le patient testé doit effectuer une contraction musculaire spécifique (mouvement de la tête, regarder dans une direction spécifique) et n'est donc applicable qu'aux patients capables et disposés à effectuer la tâche requise.

En fonction de la procédure de test, l'environnement de test doit être approprié. Il peut s'agir de conditions de faible bruit de fond (OEA) et de faible rayonnement électromagnétique (PEA). La non-conformité peut fausser le résultat.

Les procédures de tests physiologiques (excepté le VEMP) reposent sur des processus physiologiques spécifiques qui sont actifs à différents niveaux de la voie auditive et reflètent donc le fonctionnement mécanique ou neurologique du système auditif. Par conséquent, les tests physiologiques (test unique ou combinaison de tests) peuvent être utilisés pour les diagnostics auditifs topologiques, c'est-à-dire pour détecter le site de la déficience le long de la voie auditive. La tympanométrie, les OEA et les PEA sont capables de différencier les troubles de l'oreille moyenne, les troubles cochléaires et les troubles nerveux. Ceci est important car une thérapie adéquate pour un trouble auditif ne peut être développée que si l'on sait à quel niveau de la voie auditive se trouve l'altération. Grâce aux tests psycho-acoustiques, il est possible de différencier la perte auditive de conduction de la perte auditive de perception en évaluant la différence entre les seuils de conduction aérienne et osseuse des sons purs. Cependant, la discrimination d'une perte auditive de perception, c'est-à-dire la différenciation entre un trouble sensoriel (cochléaire) et un trouble neural à l'aide de tests subjectifs, peut ne pas être fiable, car la validité des tests pertinents (par exemple, le Short Increment Sensitivity Index (SISI), Fowler, Carhart) est limitée. En outre, chez les nourrissons et autres patients non coopératifs, les tests psycho-acoustiques ne peuvent pas être effectués de manière fiable. En outre, le VEMP peut être utilisé pour évaluer l'état du système vestibulaire.

Comme pour les tests psycho-acoustiques, il est important de placer et d'étalonner correctement les transducteurs pour obtenir un résultat fiable. Le placement incorrect d'un transducteur ou l'utilisation d'un transducteur mal calibré peut fausser le résultat. Un transducteur approprié doit être connecté et correctement ajusté.

Sauf indication contraire, tous les tests physiologiques peuvent être effectués chez des patients de tous âges, pour autant que l'on puisse s'attendre à une participation et une coopération appropriées.

3.2.1 Vue d'ensemble : Otoémissions acoustiques (OEA)

La découverte des otoémissions acoustiques (OEA) (Kemp, 1978) a produit un outil rapide, puissant et polyvalent pour diagnostiquer l'intégrité cochléaire. Les mesures des otoémissions acoustiques font aujourd'hui partie intégrante de la batterie de tests audiométriques. Les OEA sont mesurées au moyen d'un microphone à faible bruit très sensible à l'intérieur d'une sonde placée dans le conduit auditif externe. Il existe des OEA spontanées et évoquées. Les OEA sont le sous-produit du processus d'amplification non linéaire du son dans la cochlée (Davis, 1983 ; Dallos, 1992). Les OEA sont des émissions sonores de faible niveau générées par les cellules ciliées externes (CCE) de l'oreille interne. Les niveaux d'OEA dépendent du nombre de cellules ciliées externes qui fonctionnent, compte tenu d'une fonction normale de l'oreille moyenne. Les niveaux d'OEA dépendent également du volume du conduit auditif. En raison du volume réduit du conduit auditif, l'amplitude de la survenue des OEA chez les nouveau-nés est généralement plus élevée que chez les adultes (Norton, 1992 ; Lasky, 1998a,b ; Abdala, 2000). En conséquence, les OEA chez les nouveau-nés sont plus faciles à mesurer.

Les otoémissions acoustiques spontanées (OEAS) sont des signaux sinusoïdaux et apparaissent sans aucune stimulation sonore dans une cochlée saine et semblent être une conséquence directe de la génération de force cellulaire des CCE (Zwicker et Schloth, 1984 ; Burns et *al.*, 1998 ; Jülicher et *al.*, 2003). Les OEAS n'apparaissent pas chez tous les patients entendants normaux et sont présents dans environ la moitié de la population entendante normale, avec une prévalence nettement plus élevée chez les femmes que chez les hommes (Bilger et *al.*, 1990 ; Penner et *al.*, 1993 ; Penner et Zhang, 1997). Les OEAS ne sont donc pas adaptées au diagnostic audiolgique. Pour plus d'informations sur les SOAE, veuillez vous référer à la section [3.2.2: Otoémissions acoustiques spontanées \(OEAS\)](#).

Les OEA évoquées sont déclenchées par des sons externes, soit par des stimuli transitoires (clics ou tone bursts), soit par des stimuli stationnaires (tonalités sinusoïdales) délivrés par des haut-parleurs à l'intérieur de la sonde. Les types d'OEA évoquées les plus courantes sont les suivantes :

Les otoémissions acoustiques à fréquence de stimulation (SFOEA) sont déclenchées par un signal sinusoïdal continu de faible intensité. L'enregistrement des OEAFS est difficile parce que le stimulus et la réponse se superposent. Les OEAFS sont généralement dérivées de la différence de pression acoustique dans le conduit auditif avec et sans ajout d'un signal de suppression au signal de la sonde (Kalluri et Shera, 2001 ; Neely et *al.*, 2005).

Les otoémissions acoustiques évoquées transitoires (OEAET) sont déclenchées par des clics ou des tone bursts (voir *Figure 29*). Les OEAET représentent la somme des réponses d'impulsion des CCE le long de la cochlée. Elles disparaissent déjà en cas de perte auditive légère et sont donc couramment utilisées dans les programmes de dépistage auditif. Pour plus d'informations sur les OEAET, veuillez vous référer à la section [3.2.3: Otoémissions acoustiques évoquées transitoires \(OEAET\)](#).

Les otoémissions acoustiques de produit de distorsion (OEAPD) sont déclenchés par deux tonalités sinusoïdales avec un rapport de fréquence et de niveau spécifique (voir *Figure 29*). Les OEAPD représentent les distorsions cubiques des CCE et proviennent directement de la non-linéarité de compression sélective en fréquence des CCE. Les OEAPD peuvent être appliqués comme un test pour une évaluation du dysfonctionnement cochléaire spécifique à la fréquence. Les OEAPD sont mesurables pour une perte auditive neurosensorielle allant jusqu'à 40 à 50 dB HL, ce qui correspond à la plage d'amplification des CCE. Pour plus d'informations sur les OEAPD, veuillez vous référer à la section [3.2.4 : Émissions oto-acoustiques des produits de distorsion \(OEAPD\)](#).

Les appareils Sentiero fournissent à la fois des procédures de test OEAS, OEAET et OEAPD. Les OEAET et les OEAPD sont présents chez pratiquement tous les patients à audition normale. Les OEAET donnent un aperçu rapide de la fonction cochléaire, tandis que les OEAPD fournissent des informations plus quantitatives sur le traitement du son à des sites cochléaires distincts.

Les CCE peuvent être endommagées à cause d'une surexposition sonore, de médicaments ototoxiques (par exemple, des antibiotiques thérapeutiques), d'infections (par exemple, méningite, oreillons, infection materno-fœtale) et d'une anoxie (par exemple, un traumatisme à la naissance), ou alors ils sont partiellement absents en cas de perte auditive génétique. La déficience des CCE entraîne une perte de sensibilité et de sélectivité des fréquences de l'organe auditif (Liberman et Dodds, 1984). Les OEA, en tant que sous-produit de l'amplification sonore non linéaire cochléaire, apparaissent alors avec une amplitude réduite ou disparaissent (Mills et Rubel, 1994).

Comme les OEA sont un sous-produit du processus d'amplification sonore non linéaire des CCE dans la cochlée, ils ne peuvent servir de mesure que pour évaluer l'intégrité des CCE, c'est-à-dire que les lésions des cellules ciliées internes ou les déficiences rétro-cochléaires (par exemple, les déficiences neurales, les troubles du traitement auditif) ne sont pas détectables au moyen des OEA. Dans le cas d'une perte auditive de transmission, le stimulus et l'amplitude de la réponse sont réduits, de sorte que les OEA ne sont pas présentes, même dans le cas d'une perte auditive de transmission légère (Margolis, 2002), par exemple en raison d'un dysfonctionnement de la trompe d'Eustache ou du liquide amniotique dans la cavité tympanique. Ainsi, s'il n'y a pas de réponse détectable pour les OEA, les pathologies suivantes sont possibles : perte auditive de transmission, perte auditive cochléaire supérieure à 20-30 dB HL (OEAET) ou 40-50 dB HL (OEAPD), ou perte auditive rétro-cochléaire. Dans ces cas, il convient de procéder à une tympanométrie, à des potentiels évoqués auditifs (PEA) et à des réponses auditives en état stationnaire (ASSR) pour déterminer le type et le degré de la perte auditive.

En règle générale, si l'on soupçonne un trouble de l'audition, il convient de recourir en premier lieu aux OEA. La méthode de test est rapide et permet de confirmer la fonction normale de l'oreille moyenne et de la cochlée. C'est le cas si les troubles de l'audition sont présents sur une large gamme de fréquences. En l'absence d'OEA, la présence d'une pathologie de l'oreille moyenne ou de la cochlée est probable. Les OEA doivent alors être suivies par une tympanométrie. Si le tympanogramme est normal et que les OEA sont absentes, il est probable qu'il y ait un trouble cochléaire. Si le tympanogramme est anormal, il est probable qu'il y ait une perte auditive due à une transmission. S'il y a une indication de trouble auditif et que le tympanogramme et les OEA sont tous deux normaux, les PEA ou les ASSR peuvent révéler l'existence d'une pathologie cochléaire (cellule ciliaire interne) ou neurale. Par exemple, dans la neuropathie auditive, où la synchronisation de l'activité neuronale est défaillante (soit à cause d'un dysfonctionnement synaptique des cellules ciliées internes, soit à cause d'un dysfonctionnement neuronal), des OEA normaux et des PEA anormaux se produisent (Doyle et al., 1998 ; Starr et al., 1996).

Les applications cliniques typiques des OEA sont : le dépistage auditif, le diagnostic de suivi après le dépistage auditif du nouveau-né, la confirmation de la perte auditive neurosensorielle (avec la tympanométrie et les PEA), l'évaluation quantitative de la perte auditive et du recrutement pour fournir les paramètres d'adaptation de l'appareil auditif, la détection précoce et le suivi de la déficience des CCE après une surexposition au bruit ou l'administration de médicaments ototoxiques, le diagnostic topologique, ainsi que l'identification de patients simulant une perte auditive.

Le dépistage auditif est une procédure de sélection qui permet de décider si un autre diagnostic est conseillé ou non. Par conséquent, une décision de dépistage est binaire, c'est-à-dire qu'elle est *soit réussie* (résultat négatif, aucun diagnostic nécessaire), *soit référé* (résultat positif, diagnostic de suivi conseillé). Les conditions requises pour le dépistage sont différentes de celles pour le diagnostic. Comme le dépistage est effectué dans de larges populations, les appareils généralement utilisés fournissent une évaluation automatique plutôt que de se fier au jugement d'un expert. Un test de dépistage doit être effectué le plus rapidement possible. Par conséquent, les méthodes respectives doivent éviter les longues durées de préparation et le test doit s'arrêter automatiquement si la qualité souhaitée du résultat est atteinte. Les OEA (en particulier les OEAET) sont largement considérées comme étant adaptés au dépistage chez les nouveau-nés et les nourrissons, car ils sont rapidement mesurés et ne sont pas présents en cas de dysfonctionnement des CCE (par exemple, Kemp et Ryan, 1991 ; Norton *et al.*, 2000 a, b). Cette approche part du principe que la perte auditive neurosensorielle comprend toujours des lésions ou un dysfonctionnement des CCE. Il convient de souligner qu'une perte de transmission due à un dysfonctionnement de la trompe d'Eustache et/ou du liquide amniotique dans la cavité tympanique entraîne également des résultats d'échec dans des conditions de dépistage, principalement en raison de l'atténuation d'un signal d'OEA existant.

L'un des inconvénients de l'utilisation des OEA dans les protocoles de dépistage est une validité moindre par rapport aux méthodes PEA (Barker *et al.*, 2000 ; Norton *et al.*, 2000a). Cela est particulièrement vrai dans les populations où la prévalence d'une légère élévation du seuil due à une perte auditive de transmission temporaire est élevée, comme c'est le cas chez les nouveau-nés à terme au cours des 36 premières heures de vie en raison d'un dysfonctionnement de la trompe d'Eustache ou du liquide amniotique dans la cavité tympanique ou en raison d'une perte auditive de perception persistante chez les prématurés et les nouveau-nés en unité de soins intensifs. Afin de maintenir une sensibilité élevée, la spécificité peut être considérablement réduite, ce qui rend une procédure de dépistage inefficace. Pour éviter des taux d'échecs élevés, les échecs d'OEA doivent être suivis d'un dépistage PEA avant de procéder à d'autres diagnostics, c'est-à-dire à un dépistage en deux étapes (Rhodes *et al.*, 1999 ; Norton *et al.*, 2000b). Les OEAPDgrammes peuvent fournir un moyen alternatif pour révéler une perte auditive temporaire. En appliquant les OEAPDgrammes avant le dépistage des PEA, il est possible d'économiser du temps et de l'argent pour les bébés pour lesquels les OEAPD sont mesurables et donc aucun PEA supplémentaire n'est nécessaire. Les OEAPDgrammes présentent un avantage par rapport aux OEAET ou aux PEA (click-evoked PEAs), car ils permettent d'évaluer quantitativement les seuils auditifs cochléaires à des fréquences de test distinctes.

Une évaluation quantitative de la perte auditive et du recrutement est nécessaire, en particulier pour l'adaptation des aides auditives chez les nourrissons. Lorsqu'ils sont déclenchés à des niveaux de stimuli élevés (ce qui est courant dans la pratique clinique), les OEAET sont absents en cas de perte auditive neurosensorielle supérieure à 20-30 dB HL, tandis que les OEAPD sont absents en cas de perte auditive neurosensorielle supérieure à 40-50 dB HL. Ainsi, en appliquant à la fois les OEAET et les OEAPD, une estimation approximative de la perte auditive est possible.

Les mesures des OEA sont stables dans le temps et sont donc capables de surveiller le rétablissement après une atteinte des CCE. Les médicaments thérapeutiques tels que les antibiotiques (par exemple les aminoglycosides) et les agents chimiothérapeutiques antitumoraux (par exemple le cisplatine) induisent une perte auditive irréversible qui affecte généralement les fréquences les plus élevées en premier, la perte auditive progressant systématiquement vers les fréquences plus basses (par exemple Kopelman *et al.*, 1988 ; Fausti *et al.*, 1994 ; Berg *et al.*, 1999 ; Stavroulaki *et al.*, 2001). La détection

précoce de l'ototoxicité est importante pour offrir des options de gestion efficaces telles que le remplacement des médicaments, le changement de dosage et le mode d'administration (Lonsbury-Martin et Martin, 2001). Étant donné que les OEAET sont moins efficaces au-dessus de 4 kHz, les OEAPD sont le test de premier choix pour détecter et surveiller les dysfonctionnements des CCE dus aux médicaments ototoxiques. De plus, les OEPDA présentent un avantage supplémentaire par rapport aux OEAET, dans la mesure où ils peuvent donner des informations sur la compression des amplificateurs des CCE. Si la fonction des CCE est perturbée pendant le processus toxique, il faut alors modifier non seulement le niveau des OEPDA, mais aussi la croissance des OEAPD. Comme les antibiotiques et les médicaments chimiothérapeutiques, le salicylate est également connu pour affecter la sensibilité auditive et provoquer des acouphènes (Myers et Bernstein, 1965 ; McFadden et Plattsmier, 1984 ; Wier et *autres*, 1988 ; Long et Tubis, 1988 ; Boettcher et Salvi, 1991 ; Brown et *autres*, 1993 ; McFadden et Pasanen, 1994). Cependant, le plus important est que les altérations dues à la toxicité des salicylates sont réversibles. En supposant qu'une perte de la rigidité des CCE est responsable de distorsions dans la micromécanique cochléaire, le changement correspondant dans l'activité des cellules ciliées internes peut être un corrélat potentiel de l'acouphène (Janssen *et al.*, 2000).

Le bruit des microphones, le bruit physiologique (respiration, flux sanguin) et le bruit de fond ne permettent pas de mesurer correctement les OEA à des niveaux de stimulus très faibles. À basse fréquence, les mesures des OEA ne sont pas fiables même à des niveaux de stimuli élevés, principalement en raison du bruit technique. En raison de la gamme de fréquences limitée des transducteurs électro-acoustiques de la sonde, les mesures de l'EAO sont également limitées aux fréquences plus élevées avec une variabilité croissante des niveaux d'OEA (Dreisbach *et al.*, 2006). Pour obtenir de faibles niveaux de bruit de fond, les mesures des OEA doivent être effectuées dans une cabine d'atténuation du bruit ou dans tout autre environnement calme, en particulier lorsque des niveaux de stimuli proches du seuil sont utilisés. On peut aussi utiliser un casque d'insonorisation, qui recouvre la sonde. De plus, le patient doit être calme, c'est-à-dire qu'il ne doit pas bouger, respirer ou avaler de manière excessive. Le câble de la sonde auriculaire doit être suspendu de manière lâche, afin de ne pas toucher de matériaux tels que des vêtements. Le fait de toucher ou de frotter le câble peut ajouter du bruit.

Les procédures automatisées de mesure et d'évaluation garantissent la cohérence des tests et simplifient l'interprétation des enregistrements des OEA. Les calculs de transformation de Fourier à partir du signal dans le domaine temporel permettent l'évaluation automatique des signaux des OEA. Pour minimiser l'influence des signaux externes indésirables, des algorithmes de réduction du bruit et de rejet des artefacts sont appliqués. Le niveau de bruit de fond est généralement plus élevé dans les fréquences graves en raison des propriétés du microphone et des sons corporels de basse fréquence tels que la respiration. Le rejet d'artefacts peut être effectué par l'élimination des échantillons à haut niveau de bruit ou par la pondération de chaque échantillon en fonction de son contenu en bruit. En outre, le niveau de bruit de fond est réduit par la moyenne temporelle du signal enregistré. L'idée du calcul de la moyenne est que le signal est constant et donc identique dans chaque échantillon, tandis que le bruit est aléatoire et donc change dans chaque échantillon. L'addition de tous les échantillons augmente le signal et réduit le bruit. Théoriquement, l'amélioration du rapport signal/bruit est proportionnelle à la racine carrée du nombre d'échantillons dont on fait la moyenne, limitée par des propriétés techniques (par exemple, le bruit de quantification).

Les OEA ne peuvent être testées qu'avec une sonde auriculaire spéciale qui contient généralement un (pour les OEAET) ou deux (pour les OEAET ou les OEAPD) haut-parleurs et un microphone (voir Figure 29). Pour l'enregistrement des OEAPD, des haut-parleurs séparés sont généralement utilisés pour chaque son primaire afin d'exclure les composants de distorsion générés techniquement.

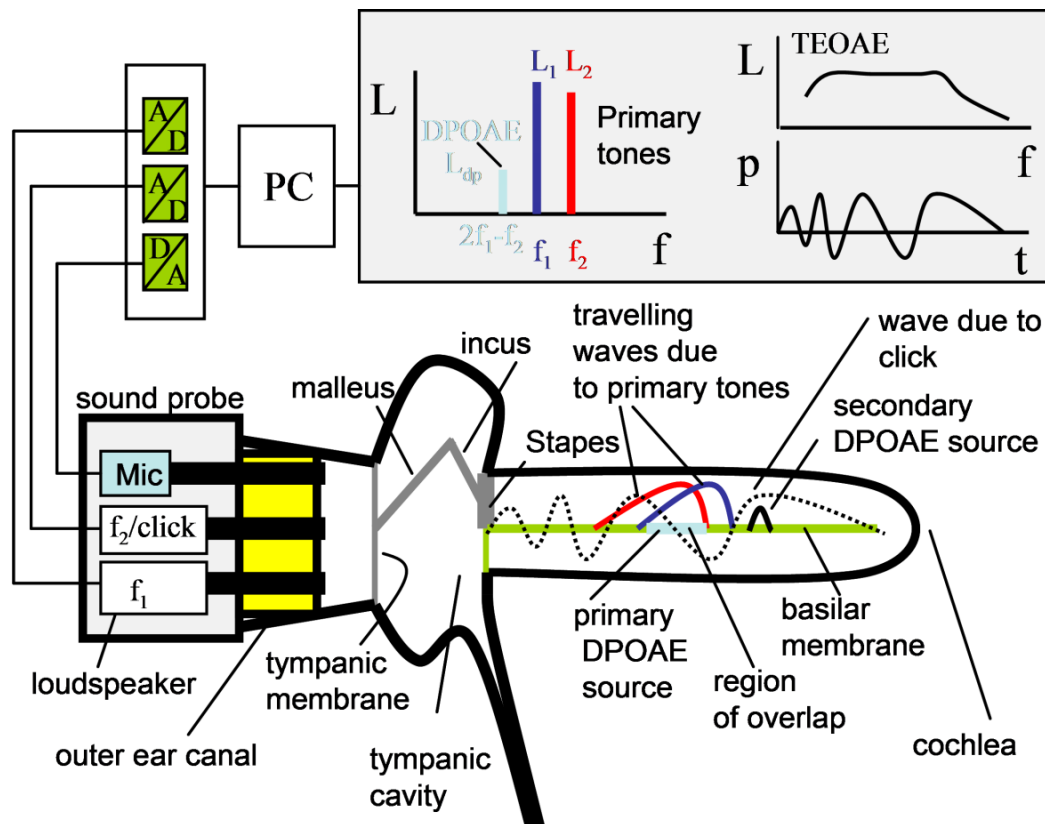


Figure 29: Vue d'ensemble schématique des mesures OEAET et OEAPD (A/D = Analog-Digital-Converter, D/A = Digital-Analog-Converter, PC = Personal Computer, L = niveau de pression acoustique, p = pression acoustique, f = fréquence, t = temps)

Avant chaque mesure des OEA, un calibrage de la sonde est automatiquement effectué afin d'adapter la sortie du stimulus au volume du conduit auditif. Cependant, en raison des effets des ondes stationnaires, le volume estimé du conduit auditif peut ne pas refléter exactement le volume réel du conduit auditif dans tous les cas (Siegel, 1994 ; Whitehead *et al.*, 1995). La sonde doit être correctement insérée, avec un ajustement serré et sans aucune fuite entre la sonde et le conduit auditif. En cas de fuite, les composants sonores à basse fréquence ne peuvent pas être délivrés correctement à la cochlée et donc aucun CCE apical et médial ne contribuera à la réponse des OEA. De plus, une occlusion correcte du conduit auditif par l'embout diminue l'influence des sons externes. Les canaux de la sonde ne doivent pas être obstrués par le cérumen, par exemple.

Pour un examen des aspects méthodologiques, techniques et cliniques des OEA, voir Janssen et Müller (2008).

UTILISATION PRATIQUE

En général, il est recommandé de vérifier régulièrement le fonctionnement de la sonde auriculaire (par exemple, si la sonde auriculaire est fréquemment utilisée : une fois par jour avant de commencer à tester les patients ou si l'on soupçonne une défaillance de la sonde auriculaire). La sonde auriculaire

peut être testée en plaçant la sonde auriculaire avec un embout adéquat dans la bonne cavité de test (le petit embout de la sonde PT-S s'insère dans la cavité de test bleue, le grand embout de la sonde PT-A s'insère dans la cavité de test rouge). Lancez le test de la sonde (voir *Figure 30*) et vérifiez si le test de la sonde est réussi. Si ce n'est pas le cas, vérifiez le câble de la sonde auriculaire, le placement de l'embout de la sonde sur la sonde auriculaire et les canaux de la sonde auriculaire et de l'embout de la sonde, par exemple en ce qui concerne la contamination. Le cas échéant, nettoyez l'extrémité de la sonde. N'utilisez pas d'objets tranchants avec la sonde auriculaire. Si le test de la sonde ne réussit pas ou si vous suspectez un dysfonctionnement, veuillez réessayer avec une autre sonde auriculaire ou un autre embout de sonde et/ou contactez votre distributeur.

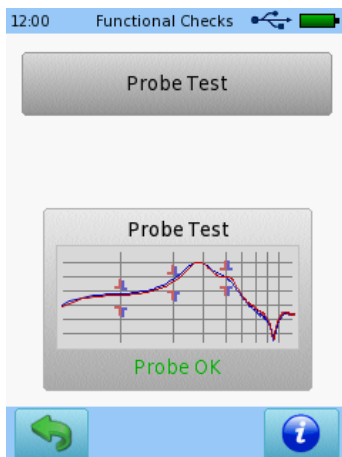


Figure 30: Test de la sonde

LITTERATURE

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

- Dreisbach LE, Long KM, Lees SE (2006): Repeatability of high-frequency distortion-product otoacoustic emissions in normal-hearing adults. *Ear and Hearing* 27(5), p. 466-479
- Fausti SA, Larson VD, Noffsinger D, Wilson RH, Phillips DS, Fowler CG (1994): High-frequency audiometric monitoring strategies for early detection of ototoxicity, *Ear and Hearing* 15, p. 232-239.
- Janssen T, Müller J (2008): Active processes and otoacoustic emissions, In: Springer handbook of auditory research (editors: Manley AG, Fay RR, Popper AN), Springer, p. 421-460.
- Janssen T, Boege P, Oestreicher E, Arnold W (2000): Tinnitus and 2f1-f2 distortion product otoacoustic emissions following salicylate overdose, *Journal of the Acoustical Society of America* 107, p. 1790-1792.
- Jülicher F, Camalet S, Prost J, Duke TAJ (2003): Active amplification by critical oscillations, In: Biophysics of the cochlea: from molecule to models (editor: Gummer A), World Scientific.
- Kalluri R, Shera CA (2001): Distortion-product source unmixing: A test of the two-mechanism model for DPOAE generation, *Journal of the Acoustical Society of America* 109, p. 622-637.
- Kemp DT (1978): Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *Journal of the Acoustical Society of America* 64, p. 1386-1391.
- Kemp DT, Ryan S (1991): Otoacoustic emission tests in neonatal screening programmes. *Acta Otolaryngologica Supplementum* 482, p. 73-84.
- Kopelman J, Budnick AS, Sessions RB, Kramer MB, Wong GY (1988): Ototoxicity of high-dose cisplatin by bolus administration in patients with advanced cancers and normal hearing, *Laryngoscope* 98, p. 858-864.
- Lasky RE (1998a) Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. I. Frequency effects, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 981-991.
- Lasky RE (1998b) Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. II. Level effects, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, 992-1000.
- Liberman MC, Dodds LW (1984): Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. III. Stereocilia damage and alterations of threshold tuning curves. *Hearing Research* 16, p. 55-74.
- Long GR, Tubis A (1988): Modification of spontaneous and evoked otoacoustic emissions and associated psychoacoustic microstructure by aspirin consumption, *Journal of the Acoustical Society of America* 84, p. 1343-1353.
- Lonsbury-Martin BL, Martin GK (2001): Evoked otoacoustic emissions as objective screeners for ototoxicity, *Seminars in Hearing* 22, p. 377-392.
- Margolis RH (2002): Influence of middle-ear disease on otoacoustic emissions, In: *Otoacoustic emissions: clinical applications* (editors: Robinette MS, Glatke TJ), Thieme.
- McFadden D, Pasanen EG (1994): Otoacoustic emissions and quinine sulphate, *Journal of the Acoustical Society of America* 95, p. 3460-3474.
- McFadden D, Plattsmier HS (1984): Aspirin abolishes spontaneous oto-acoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 76, p. 443-448.
- Mills DM, Rubel EW (1994): Variation of distortion product otoacoustic emissions with furosemide injection, *Hearing Research* 77, p. 183-199.
- Myers EN, Bernstein JM (1965): Salicylate ototoxicity; a clinical and experimental study, *Archives of Otolaryngology* 82, p. 483-493.
- Norton SJ (1992): The effects of being a newborn on otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 91, p. 2409-2409.
- Norton SJ, Gorga MP, Widen JE, Folsom RC, Sininger Y, Cone-Wesson B, Vohr BR, Mascher K, Fletcher K (2000a): Identification of neonatal hearing impairment: evaluation of transient evoked otoacoustic emission, distortion product otoacoustic emission, and auditory brain stem response test performance, *Ear and Hearing* 21, p. 508-528.

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

3.2.2 Otoémissions acoustiques spontanées (OEAS)

MÉTHODOLOGIE

Les otoémissions acoustiques spontanées (OEAS) sont des sons qui peuvent être enregistrés dans le conduit auditif, à l'aide d'un microphone à sonde, en l'absence de stimulation acoustique. Comme toutes les OEA, on pense que les OEAS sont générées par les cellules ciliées externes de la cochlée et peuvent être considérées comme un effet secondaire de l'amplificateur cochléaire.

Les OEAS seraient présents d'environ 40 % à plus de 80 % chez les patients en fonction de l'âge, de la présence ou de l'absence de perte auditive et du système de mesure utilisé (Dhar & Hall, 2012). Il s'agit de signaux très stables ressemblant à des tons purs, généralement compris entre 500 Hz et 4 kHz, et plus rarement jusqu'à 8 kHz. Ils sont plus souvent présents dans l'oreille droite et chez les femmes. Il existe des preuves que les nourrissons ont une prévalence plus élevée de OEAS que les enfants et les jeunes adultes (Prieve & Hula, 1999). Outre la prévalence, il est également prouvé que les OEAS des adultes et des nourrissons se manifestent à des fréquences différentes (Bright, 1997; Prieve & Hula, 1999).

L'utilisation clinique des OEAS est plus limitée que celle des émissions otoacoustiques évoquées parce qu'elles ne sont pas présentes dans toutes les oreilles et que la fréquence et l'amplitude des OEAS enregistrées varient d'un individu à l'autre, bien qu'elles soient stables en fréquence chez un même individu. Lorsqu'elles sont présentes, on pense qu'elles soutiennent des niveaux d'audition normaux dans la région de la fréquence des OEAS, avec des niveaux d'audition ne dépassant pas 25 dB HL. En outre, dans certaines oreilles, le OEAS est en corrélation avec l'acouphène et peut être utilisé pour améliorer la procédure d'acouphénométrie.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez OEA, puis OEAS dans l'écran de sélection de module. Notez qu'aucun protocole n'est disponible pour ce module. Le patient doit être calme et assis confortablement sur une chaise ou allongé sur un lit. Pour les bébés, essayez de tester le patient pendant le sommeil. Assurez-vous qu'une sonde valide (par exemple, EP-TE, EP-DP ou EP-LT) est connectée et que le câble de la sonde ne frotte pas contre un matériau quelconque (par exemple, des vêtements). Sélectionnez un embout de taille appropriée correspondant à la taille de l'embout de la sonde et à la taille du conduit auditif du patient. Assurez-vous que la sonde est insérée sans fuite entre la sonde et le conduit auditif. Si la sonde n'est pas insérée correctement ou si les canaux de la sonde sont obstrués, un avertissement s'affiche.

Sélectionnez l'oreille à tester (Droite+Gauche: mesure simultanée de l'oreille droite et de l'oreille gauche - disponible uniquement lorsque deux sondes sont connectées). Après la sélection, le test commence à se dérouler et à analyser les statistiques sur le spectre. Une indication en dB(A) du niveau sonore global actuel, tel qu'il est enregistré par les microphones de la sonde, est affichée en haut de l'écran. Des valeurs inférieures à 30 dB(A) sont souhaitables.

La mise en œuvre de la OEAS applique une boucle à verrouillage de phase (PLL) à chaque candidat OEAS afin d'obtenir une lecture précise de la fréquence, permettant une résolution de 0,1 Hz.

Il est fortement conseillé d'utiliser un casque anti-bruit sur les sondes lors de l'enregistrement de la OEAS, car la méthode est très sensible aux bruits extérieurs. Non seulement le bruit externe entrave l'enregistrement des OEAS, mais les composantes tonales du bruit externe sont également

enregistrées comme OEAS. De plus, les OEAS eux-mêmes sont supprimés par le bruit. Il est recommandé d'enregistrer les OEAS par voie binaurale, car une détection qui apparaît sur les deux oreilles est une forte indication qu'il ne s'agit pas d'un signal OEAS mais d'une composante tonale du bruit ambiant.

Si des OEAS sont présents, une détection ne devrait prendre plus de 5 minutes environ.

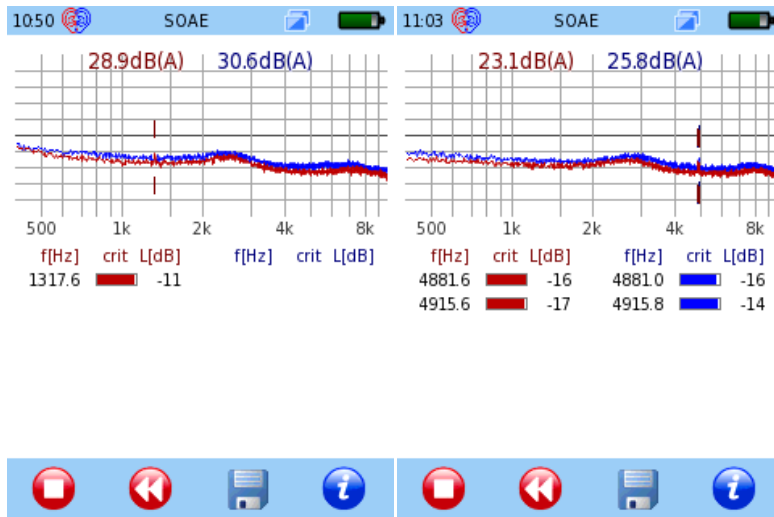


Figure 31: Interface OEAS (à gauche: OEAS détecté à 1317 Hz et -11 dB(SPL) ; à droite: fausse détection de OEAS à partir de composantes tonales du bruit ambiant - fréquences correspondantes des deux oreilles)

LITTÉRATURE

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

3.2.3 Otoémissions acoustiques évoquées transitoires (OEAET)

METHODOLOGIE

Les otoémissions acoustiques évoquées transitoires (OEAET) provoquées par les clics représentent la somme des réponses impulsionnelles des CCE le long de la cochlée (voir Figure 29). Presque toutes les CCE le long de la partition cochléaire ou une partie de celles-ci (le site dans la cochlée dépendant de la fréquence porteuse du tone burst) sont excitées. En raison de la dispersion des fréquences dans la cochlée, une composante spécifique de la réponse OEAET peut être directement reliée à une composante de fréquence spécifique du signal transitoire. Comme la membrane basilaire des sites basaux se déplace plus rapidement que celle des sites plus apicaux, les composantes OEAET haute fréquence proviennent des sites cochléaires basaux, tandis que les composantes OEAET basse fréquence proviennent des sites plus apicaux. De plus, les réponses basales apparaissent au début et les réponses apicales à la fin de la fonction temporelle OEAET.

Les réponses OEAET sont généralement évoquées par l'un des trains de stimulation suivants : (i) quatre clics de même amplitude (protocole linéaire), (ii) trois clics de polarité positive suivis d'un quatrième

clic de polarité inverse avec une amplitude relative de 9,5 dB supérieure aux clics positifs correspondants (protocole non linéaire) (Kemp *et al.*, 1986 ; Bray, 1989). Dans l'hypothèse où les enregistrements OEAET proviennent de générateurs cochléaires saturés, on suppose que le protocole non linéaire supprime les artefacts de stimulus de nature linéaire (c'est-à-dire le stimulus lui-même), car les signaux de stimuli augmentent linéairement avec le niveau du stimulus, tandis que les signaux de réponse (c'est-à-dire l'émission issue du fonctionnement non linéaire des CCE) augmentent de manière non linéaire avec le niveau du stimulus. Il est généralement admis que le protocole non linéaire est un compromis pratique pour maximiser la fiabilité d'un enregistrement OEAET (Kemp *et al.*, 1990a, b ; Grandori et Ravazzani, 1993 ; von Specht *et al.*, 2001 ; Hatzopoulos *et al.*, 2003).

Les signaux OEAET sont enregistrés pendant les courtes pauses entre les stimuli dans les trains de stimulation. Il existe plusieurs méthodes objectives pour séparer le signal OEAET du bruit de fond et pour évaluer automatiquement la validité d'une émission enregistrée. La première méthode est basée sur le calcul de la corrélation des échantillons des signaux moyennés dans le domaine temporel entre deux échantillons de signaux séparés (Kemp *et al.*, 1990a). Si les deux échantillons sont complètement identiques, le coefficient de corrélation est de 1 et donc la reproductibilité de 100 %. Un signal est généralement accepté comme valide pour une reproductibilité dépassant un minimum de 60 %. La seconde méthode repose sur le calcul du rapport de puissance spectrale de la somme et de la différence des deux échantillons de signal, appelé rapport signal/bruit (RSB). Le critère de réussite pour un signal valide est généralement fixé à un rapport signal/bruit de 6 dB. La troisième procédure de validation du signal est basée sur un test statistique binomial, qui détermine la probabilité statistique qu'une émission ait été enregistrée. Les statistiques binomiales réduisent le signal enregistré à des événements binaires, et utilisent les connaissances sur la distribution attendue de ces événements (distribution binomiale) (Giebel, 2001).

La variance inter-individuelle du niveau de OEAET est élevée, avec un écart-type supérieur à 10 dB (Kemp *et al.*, 1986 ; Probst *et al.*, 1987 ; Bonfils et Uziel, 1989 ; Smurzynski et Kim, 1992). Cependant, la variance intra-individuelle est assez faible avec un écart-type d'environ 1 dB (Harris *et al.*, 1991).

Lors de l'enregistrement des OEAET, les artefacts de stimuli peuvent générer des signaux en phase dans deux échantillons de moyennage, ce qui donne une pseudo réponse de grande reproductibilité. Au moyen de fonctions de fenêtrage, l'artefact de stimulus peut être exclu de sorte que la reproductibilité du signal global est limitée à la section du signal qui nous intéresse (Kemp *et al.*, 1990a, Kemp *et al.*, 1990b). Il convient de souligner que puisque l'artefact de stimulus apparaît toujours au début de la période d'enregistrement, les composantes OEAET à haute fréquence du site basal de la cochlée sont perdues à la suite de la procédure de fenêtrage. Du fait que le stimulus et les composantes OEAET à haute fréquence se superposent et doivent donc être annulées pendant l'enregistrement OEAET, les OEAET ne mesurent pas la fonctionnalité CCE dans la région basale de la cochlée, c'est-à-dire au-dessus de 4 kHz. Par conséquent, une perte auditive dans les hautes fréquences ne peut pas être détectée au moyen des OEAET. De plus, des réponses OEAET valides peuvent être présentes dans les oreilles présentant une perte auditive dans les fréquences moyennes (par exemple, une perte auditive congénitale). Le problème des OEAET est que les enfants atteints d'une perte auditive congénitale peuvent être négligés et que la perte auditive est détectée plus tard dans la vie.

Le calibrage du stimulus OEAET à large bande n'est pas autant influencé que les OEAPD par les problèmes d'ondes stationnaires. De plus, les OEAET sont généralement stimulés avec un niveau de clic relativement élevé, c'est-à-dire là où la compression cochléaire sature déjà le déplacement de la

membrane basilaire. Contrairement aux OEAPD, aucun rapport de niveau entre les tonalités primaires ne doit être respecté. Les OEAET sont donc moins sensibles aux erreurs de calibrage des stimuli.

Les OEAET disparaissent déjà en cas de faible perte auditive de transmission (> 10-15 dB HL) ou de légère perte auditive cochléaire (> 20-30 dB HL) et constituent donc un outil approprié pour le dépistage auditif (des nouveau-nés) [Robinette et Glattke, 2002 ; Janssen, 2009 ; Janssen et Müller (2009)].

Afin d'obtenir des informations plus spécifiques aux fréquences et plus quantitatives sur la perte auditive, il est conseillé d'effectuer des mesures de seuil OEAPD ou ASSR.

Deux procédures OEAET sont disponibles :

- **OEAET Rapide** permet de réaliser des tests OEAET simples avec un algorithme statistique automatisé pour la détection des réponses avec des critères de détection fixes. OEAET Rapide évalue de manière plus qualitative la fonction des cellules ciliées externes cochléaires. Le test peut être effectué de manière binaurale si deux sondes auriculaires sont connectées. Ce faisant, le temps de test est réduit d'un facteur deux.
- **OEAET Diagnostic** permet un test plus approfondi pour évaluer les réponses dans cinq bandes de fréquences d'un demi-octave autour de 1, 1,5, 2, 3 et 4 kHz et à différents niveaux de stimulus. Des critères définissables par l'utilisateur peuvent être définis, c'est-à-dire des critères RSB (6 ou 9 dB) pour chaque bande de fréquences et un critère de passage global (nombre de bandes de fréquences passées pour le passage global : 3/5, 4/5, 5/5).

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez le test OEAET que vous souhaitez effectuer dans l'écran de sélection des modules, c'est-à-dire OEAET *Rapide* ou OEAET *Diagnostic*. Si plusieurs tests OEA sont autorisés, OEAET *Rapide* et OEAET *Diagnostic* se trouvent dans la section *OEA*. Pour le OEAET Diagnostic, si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, critère RSB à bande unique, critère de réussite global) selon les besoins. Veuillez noter que la sélection des critères RSB et de réussite influence le résultat global du test, c'est-à-dire que des paramètres différents peuvent entraîner des résultats globaux différents. Plus les critères sélectionnés sont stricts, plus la réponse OEAET doit être importante pour donner un résultat valable. Les critères sont sauvegardés avec les données de résultat et ne peuvent pas être modifiés par la suite.

Le patient doit être calme et confortablement assis sur une chaise ou couché sur un lit. Pour les bébés, essayez de tester le patient pendant son sommeil. Assurez-vous qu'une sonde auriculaire valide (par exemple EP-TE, EP-DP ou EP-LT) est connectée et que le câble de la sonde auriculaire ne frotte pas contre un matériau quelconque, comme par exemple des vêtements. Sélectionnez un embout auriculaire de taille appropriée correspondant à la taille de l'embout de la sonde et à la taille du conduit auditif du patient. Assurez-vous que la sonde est insérée sans aucune fuite entre la sonde et le conduit auditif. Si la sonde n'est pas correctement insérée ou si les canaux de la sonde sont obstrués, un avertissement apparaîtra.

Sélectionnez l'oreille à tester (Droite+Gauche : mesure simultanée de l'oreille droite et gauche - disponible uniquement lorsque deux sondes auriculaires sont connectées). Avant le début de la mesure, l'écran d'étalonnage s'affiche (voir *Figure 32*). En mode d'affichage de l'étalonnage expert

(configuration dans les *Préférences OEAET*), pendant l'étalonnage, les paramètres niveau de stimulus, symétrie entre les deux canaux (pas pour une sonde auriculaire à un canal EP-TE) et fuite sont cochés (coche verte : ok, gris \emptyset : pas ok) ①. Si les critères de stimulus et de symétrie sont satisfaisants mais que la vérification des fuites ne l'est pas, au bout d'un certain temps, l'étalonnage est facultative en appuyant sur le bouton "avance" ②. Si les trois critères sont remplis, le graphique de calibration devient vert. En mode d'affichage de l'étalonnage simple (configuration dans les *Préférences OEAET*), pendant l'étalonnage, un état de feu de circulation est affiché. Tant que tous les critères d'étalonnage ne sont pas remplis, le feu reste rouge ou jaune. Si tous les critères sont remplis, le feu devient vert. Après un calibrage réussi de la sonde auriculaire, la mesure démarre automatiquement.



Figure 32: Calibrage de la sonde auriculaire OEAET (en haut à gauche : mode expert monaural ; en haut au milieu : mode expert monaural avec étalonnage facultatif ; en haut à droite : mode expert binaural ; en bas à gauche/au milieu : mode simple monaural ; en bas à droite : mode simple binaural)

Une séquence non linéaire de stimuli de clics à large bande est présentée pour OEAET Rapide à un niveau fixe (85 dB peSPL) et pour OEAET Diagnostic à un niveau défini par l'utilisateur. La réponse est détectée par le microphone de la sonde.

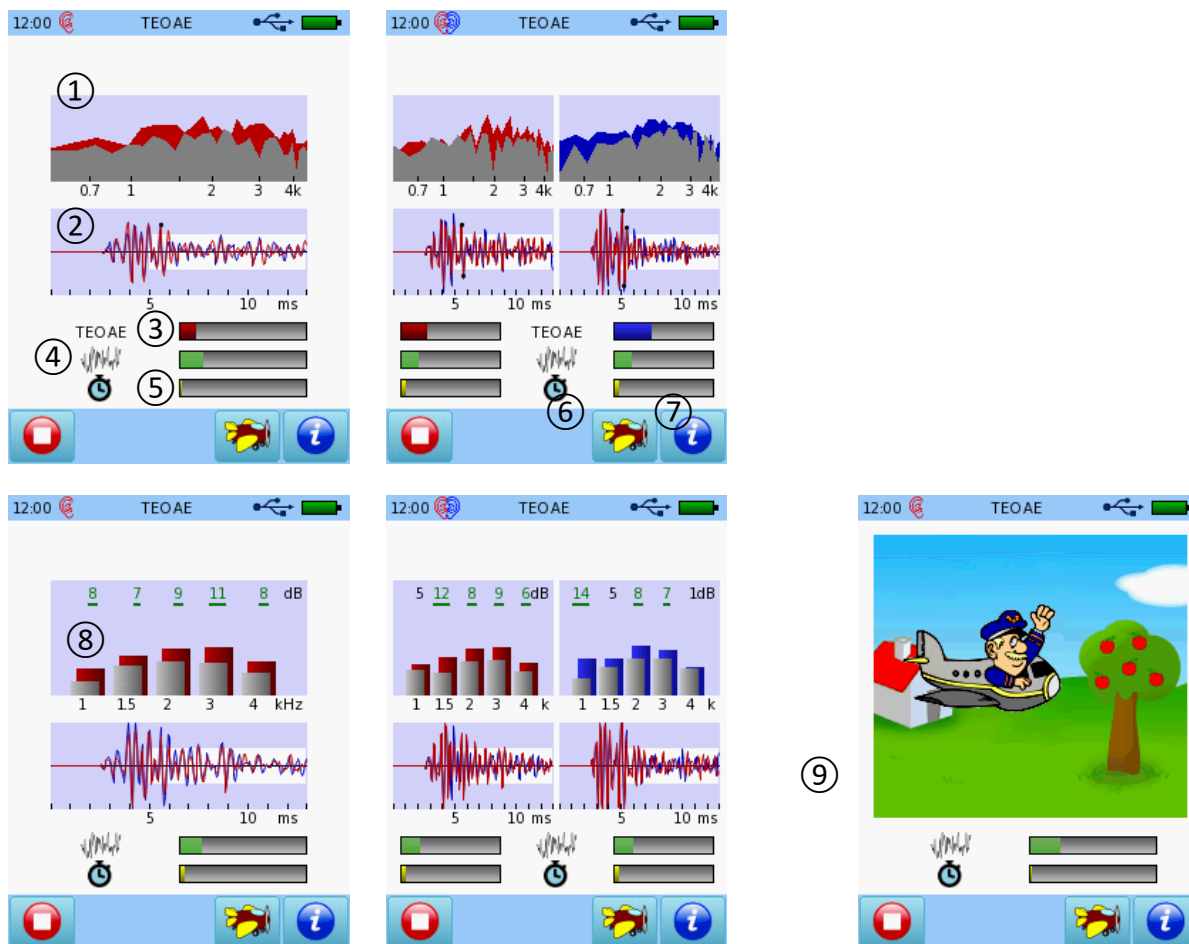


Figure 33: Mesure OEAET (en haut : OEAET rapide ; en bas : OEAET Diagnostic ; à gauche : monaural ; à droite : binaural ; en bas à droite : mode dessin animé)

Pendant la mesure (voir Figure 33), la progression globale de la mesure ⑤ et le bruit de fond ④ sont affichés. Le bruit de fond est un indicateur de l'adéquation des conditions de mesure. Lorsque les conditions de mesure sont bonnes, la barre du bruit de fond doit rester dans le quart inférieur. Si la barre du bruit de fond est plus élevée, les niveaux de bruit de fond peuvent être trop élevés, le patient peut ne pas être assez calme (par exemple, avaler, bouger), ou le câble de la sonde peut frotter, par exemple, sur les vêtements. Si le contrôle d'étanchéité est activé dans les préférences OEAET et que le critère échoue pendant le test (par exemple lorsque la sonde glisse hors du conduit auditif) à l'endroit de la barre de bruit verte, l'information d'avertissement "instable" est affichée. La durée totale de la mesure dépend des conditions du test, c'est-à-dire que plus le bruit de fond est élevé, plus la vitesse de la barre de progression est faible.

La réponse dans le domaine temporel (moyenne sur deux échantillons, fenêtre temporelle de 5 à 13 ms) ② et le spectre des fréquences (signal : zone rouge (oreille droite), zone bleue (oreille gauche), bruit : zone grise) sont indiqués pendant la mesure. Pour OEAET Rapide, un spectre continu ① et une barre de validité OEAET ③ sont affichés. Pour le OEAET Diagnostic, le spectre est affiché séparément pour les différentes bandes de fréquences avec les valeurs RSB actuelles ⑧. Un mode dessin animé (avion ou autre objet volant à travers un paysage de style bande dessinée ⑨) peut être activé en appuyant sur le bouton de l'avion ⑦. Le mode dessin animé est particulièrement destiné à focaliser l'intérêt d'un enfant et donc à améliorer les conditions de bruit pendant un test. Le test peut être interrompu par l'examineur à l'aide du bouton arrêt ⑥.

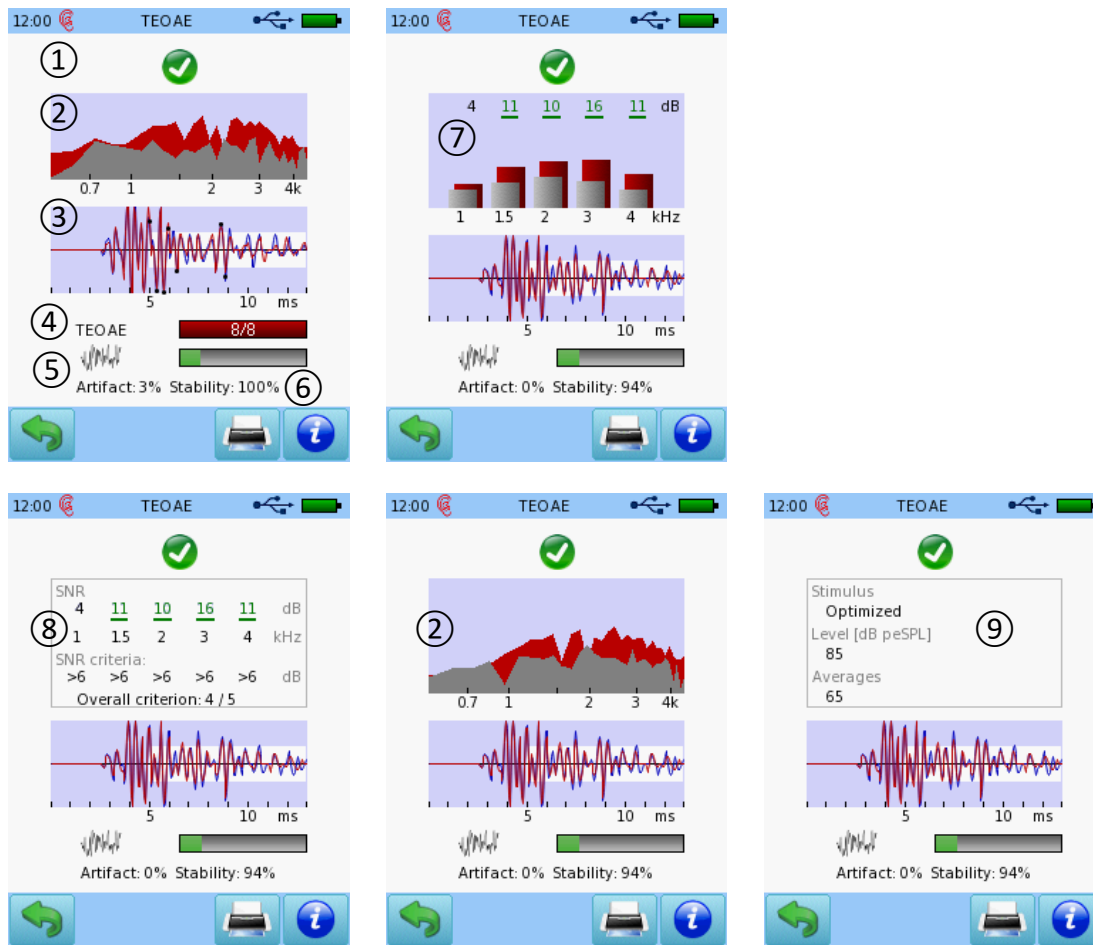


Figure 34: Résultat OEAET (en haut à gauche : OEAET rapide ; en haut à droite : OEAET Vue de la bande de fréquences diagnostique ; en bas à gauche : Vue RSB, en bas au milieu : vue du spectre, en bas à droite : vue des paramètres)

Une fois le test terminé, l'écran des résultats (voir Figure 34) indique l'état général du résultat (1) (symbole vert si le critère de test est atteint ou symbole rouge dans le cas contraire ; la fin de la mesure par l'utilisateur est indiquée par un symbole jaune en forme de point d'interrogation). Pour une analyse plus approfondie, le spectre du signal de réponse et du bruit (OEAET Rapide : spectre continu (2) ; OEAET Diagnostic : bandes de fréquences (7)) et le signal temporel (3) sont affichés avec les données de qualité, c'est-à-dire le niveau de bruit (5), le taux d'artefact et la stabilité du stimulus (6). Pour OEAET Rapide, la validité statistique peut être lue à partir de la barre de validité OEAET (4). Pour OEAET Diagnostic, des vues de résultats supplémentaires peuvent être affichées en appuyant sur l'écran des résultats, c'est-à-dire le RSB et les critères de réussite globaux (8), le spectre continu (2) et les paramètres de test (type de stimulus, niveau et moyenne) (9).

Si aucun résultat valable n'est détecté et que le taux d'artéfacts dépasse environ 20 % ou que la stabilité du stimulus est inférieure à environ 80 %, veuillez essayer d'éliminer les causes possibles (par exemple, bruit de fond, placement inapproprié de la sonde auriculaire) et recommencer la mesure.

LITTÉRATURE

- Bonfils P, Uziel A (1989): Clinical applications of evoked acoustic emissions: results in normally hearing and hearing-impaired subjects, *Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology* 98, p. 326-31.

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

3.2.4 Émissions oto-acoustiques des produits de distorsion (OEAPD)

METHODOLOGIE

Les produits de distorsion des otoémissions acoustiques (OEAPD) représentent les distorsions cubiques des cellules ciliées externes (CCE) lorsqu'elles sont stimulées simultanément par deux signaux de fréquences f_1 (fréquence inférieure) et f_2 (fréquence supérieure) (voir *Figure 29*). Les OEAPD proviennent directement de la non-linéarité compressive sélective en fréquence des CCE (Brownell *et al.*, 1985 ; Kemp *et al.*, 1986). Les deux signaux primaires interagissent dans la cochlée dans la région de chevauchement des ondes progressives des deux signaux primaires près de la place tonotopique caractéristique de f_2 . Ainsi, les OEAPD peuvent être appliqués pour l'évaluation spécifique en fréquence du dysfonctionnement cochléaire à la place tonotopique de f_2 . Chez l'homme, les produits de distorsion quadratique (par exemple f_2-f_1) et cubique (par exemple $2f_1-f_2$) peuvent être détectés. La composante de distorsion cubique $2f_1-f_2$ présente la plus grande amplitude et est donc principalement utilisée dans les diagnostics audiolgiques (Gorga *et al.*, 2000). Les amplitudes des OEAPD vont généralement d'environ 20 dB SPL jusqu'au niveau de bruit limite, c'est-à-dire environ -20 dB SPL. Les OEAPD fournissent des informations quantitatives et spécifiques aux fréquences sur la portée et les caractéristiques opérationnelles de l'amplificateur cochléaire, c'est-à-dire la sensibilité, la compression

et la sélectivité des fréquences de l'organe auditif. En particulier, les fonctions I/O extrapolées des OEAPD (voir Figure 35) permettent d'évaluer la perte de sensibilité et de compression cochléaire (Janssen et Müller, 2008). Le nombre de CCE contribuant à la génération des OEAPD dépend de la taille de la région de chevauchement, qui est déterminée par les niveaux des signaux primaire L_1 et L_2 , et le rapport de fréquence f_2/f_1 . Un rapport de fréquence d'environ 1,2 a été jugé optimal. Différents rapports de niveaux des signaux primaires ont été proposés. Un réglage du niveau des signaux primaires, qui tient compte de la compression différente des ondes progressives de tonalité primaire à la place tonotopique f_2 , est le « scissor paradigm » (Whitehead et al., 1995 ; Kummer et al., 2000 ; Boege et Janssen, 2002). En raison de la forte pente de l'onde progressive vers l'apex cochléaire, le site d'interaction maximum est proche de la place tonotopique f_2 dans la cochlée. Afin de préserver un chevauchement optimal des ondes progressives primaires à un rapport de fréquence constant, la différence de niveau des signaux primaires doit être augmentée lorsque le niveau de stimulus diminue. Il en résulte que la diminution de L_1 est inférieure à la diminution de L_2 (voir Figure 33).

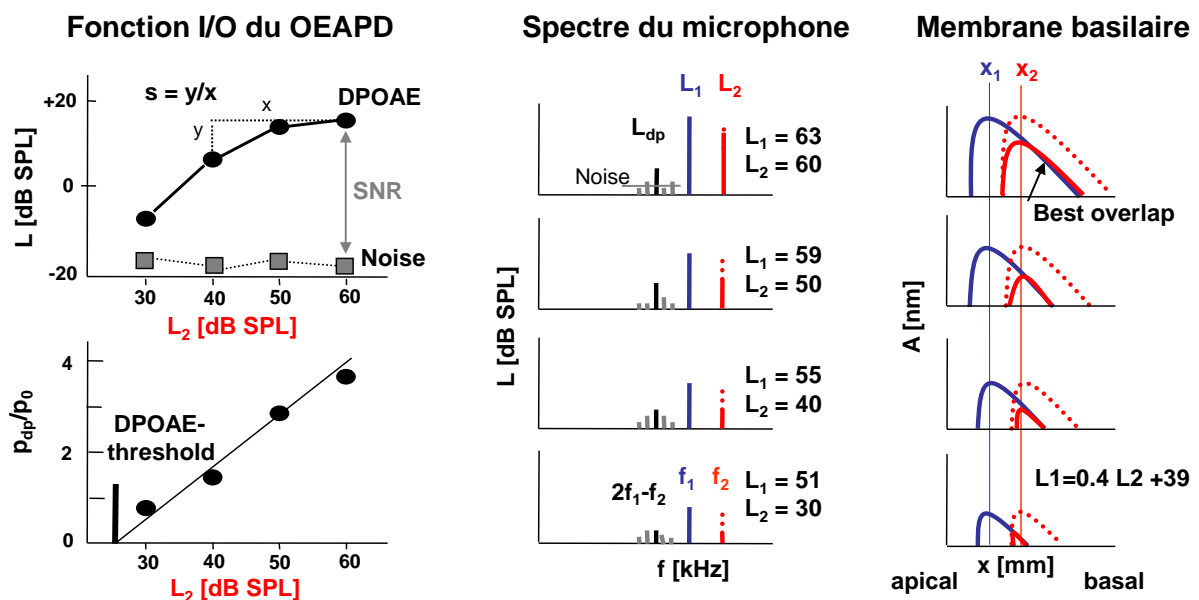


Figure 35: Vue d'ensemble schématique de la génération de l'AAPD avec différents réglages de niveau des signaux primaires : « scissor paradigm » (lignes pleines), $L_1 = L_2$ (lignes pointillées)

Malgré le fait que les OEAPD sont censés refléter principalement l'activité des CCE à la place tonotopique f_2 , il est prouvé que les OEAPD sont générés par deux sources cochléaires distinctes (Whitehead et al., 1992 ; Brown et al., 1996 ; Shera et Guinan, 1999). Comme nous l'avons déjà mentionné, la première source, dont l'effet est en fait destiné à être mesuré, se situe dans la région de chevauchement des ondes progressives des deux signaux primaires près de la place tonotopique f_2 et est due à une distorsion d'intermodulation. La seconde source, qui s'ajoute involontairement de manière constructive ou destructive à l'émission de la première source, est située à l'endroit de la fréquence caractéristique de l'émission à $2f_1-f_2$ et est due à la réflexion de l'énergie qui a voyagé apicalement depuis la région de chevauchement près de f_2 . Ainsi, l'énergie provenant des deux sources en interaction donne le signal composite des OEAPD qui est en fait enregistré dans le conduit auditif externe. L'influence de la seconde source des OEAPD peut être observée lors de la surveillance du niveau des OEAPD à travers les fréquences avec un espacement de fréquence étroit de f_2 (structure fine des OEAPD).

Il existe plusieurs méthodes objectives pour séparer le signal des OEAPD du bruit de fond et pour évaluer automatiquement la validité d'une émission enregistrée. La première méthode est basée sur le calcul du niveau de bruit de fond en faisant la moyenne des niveaux de plusieurs composantes de fréquence voisines autour de la composante de fréquence des OEAPD, le RSB étant indiqué par la différence entre le niveau d'émission et le niveau de bruit de fond. Le critère RSB est généralement fixé à 6 dB. La deuxième procédure de validation des données est basée sur les statistiques de phase qui vérifient le couplage de la phase de la composante OEAPD à la phase des tonalités primaires. Les statistiques de phase font la moyenne des vecteurs de phase normalisés du signal reçu à la fréquence OEAPD connue. Comme les statistiques binomiales, la somme des vecteurs peut être mise à l'échelle en termes de probabilité, ce qui permet d'obtenir des sensibilités définies et très élevées. Un niveau de signification typique dépasse 99 % par test de fréquence unique.

La variance intra-individuelle du niveau des OEAPD est assez faible, avec un écart-type inférieur à 2 dB (Johnsen et Elberling, 1982 a, b). Des mesures répétitives des OEAPD avec une position inchangée de la sonde sonore ont montré une augmentation exponentielle de l'écart-type du niveau des OEAPD avec une augmentation du rapport signal-bruit (Janssen *et al.*, 2005a). Par exemple, à un RSB de 10 dB, l'écart-type s'élève à 1,8 dB, à un RSB de 20 dB à 0,7 dB, et à un RSB de 40 dB à 0,1 dB. Cela signifie que plus le RSB est élevé, plus la fiabilité de la mesure des OEAPD est élevée. Cette constatation est importante pour l'évaluation des petits changements des OEAPD. Pour la pratique clinique, les mesures répétitives des OEAPD avec changement de position de la sonde sonore sont pertinentes. L'écart-type du niveau des OEAPD s'élevait à environ 1,6 dB (Müller *et al.*, 2005) lorsque la position de la sonde sonore changeait entre les mesures.

Les OEAPDgrammes tracent le niveau L_{dp} des OEAPD en fonction de f_2 (le principal site de génération du OEAPD) pour une combinaison sélectionnée d'intensités de sons primaires L_1 et L_2 . Il convient de souligner que les OEAPDgrammes reflètent le mieux la sensibilité de l'amplificateur cochléaire (AC) lorsqu'ils sont enregistrés à des niveaux de stimulus proches du seuil (Janssen *et al.*, 1998 ; Kummer *et al.*, 1998 ; Dorn *et al.*, 2001). Dans une audition normale (AC normal), les OEAPDgrammes sont proches les uns des autres à des niveaux de stimulus élevés et plus séparés à des niveaux de stimulus faibles, ce qui reflète le traitement non linéaire du son cochléaire. Dans les oreilles malentendantes cochléaires (AC altéré), les OEAPDgrammes sont plus séparés même à des niveaux de stimulus élevés, révélant une perte de compression de l'AC (Janssen *et al.*, 1998, Kummer *et al.*, 1998, Neely *et al.*, 2003).

Les fonctions I/O de niveau OEAPD tracent le niveau L_{dp} des OEAPD en fonction du niveau L_2 du signal primaire pour une f_2 sélectionnée et reflètent ainsi la dynamique de l'AC à la place tonotopique f_2 dans la cochlée (Dorn *et al.*, 2001). En audition normale, en réponse à des stimuli de faible niveau, les fonctions I/O du niveau de l'OEAPD présentent des pentes raides, alors qu'à des niveaux de stimulus élevés, les pentes diminuent, reflétant ainsi la forte amplification à faible niveau et la diminution de l'amplification (saturation) à des niveaux sonores modérés. Cependant, cela n'est vrai que lorsqu'un niveau de stimulus spécifique est utilisé, ce qui explique la compression différente des sons primaires à la position tonotopique f_2 (« scissor paradigm » : Kummer *et al.*, 2000).

Les fonctions I/O de pression des OEAPD tracent la pression des OEAPD p_{dp} (au lieu du niveau L_{dp} des OEAPD) en fonction du niveau du signal primaire L_2 . En raison de la dépendance logarithmique du niveau des OEAPD par rapport au niveau du signal primaire, il existe une dépendance linéaire entre la pression des OEAPD p_{dp} et le niveau du signal primaire L_2 (Boege et Janssen, 2002). Ainsi, les données des OEAPD peuvent être facilement ajustées par une analyse de régression linéaire.

Le point d'intersection de la ligne de régression linéaire avec l'axe L_2 à $p_{dp} = 0$ Pa peut alors servir d'estimation du niveau de stimulus au **seuil des OEAPD** (voir *Figure 36*; Boege et Janssen, 2002 ; Gorga *et al.*, 2003). Le niveau de seuil estimé L_{dpth} lorsqu'il est tracé sur la fréquence f_2 fournit une mesure pour estimer le seuil de l'AC à la place tonotopique f_2 . En raison des ondes stationnaires dans le conduit auditif externe, le stimulus et la réponse ne peuvent pas toujours être déterminés de manière fiable et les seuils des OEAPD ne correspondent donc pas toujours aux seuils des sons purs. Cela est particulièrement vrai pour les conduits auditifs avec gros volumes. Si c'est le cas, un écart entre les seuils des OEAPD et les seuils de l'audiométrie tonale se produit principalement chez les adultes (en fonction de la taille du conduit auditif) dans la région des fréquences moyennes autour de 3 kHz et aux fréquences de test plus élevées (> 6 kHz). Les effets des ondes stationnaires sont moins importants chez les nouveau-nés et les nourrissons en raison de la longueur réduite du conduit auditif (Keefe *et al.*, 1993). La relation entre le niveau des OEA et le seuil auditif - ou plutôt l'absence de celui-ci - est fortement débattue. Auparavant, il était courant de définir des limites de confiance pour déterminer le degré de certitude avec lequel une réponse mesurée pouvait être attribuée à une audition normale ou altérée (Gorga *et al.*, 1996 ; Gorga *et al.*, 2000), ou de définir un seuil de détection des OEAPD comme le niveau de stimulus auquel la réponse est égale au bruit présent dans l'instrument (Dorn *et al.*, 2001). Cependant, comme le bruit est d'origine technique (par exemple, le bruit du microphone), le seuil évalué de cette manière ne correspond pas au seuil comportemental. Une mesure plus pertinente est le point d'intersection entre la fonction I/O extrapolée des OEAPD et l'axe du niveau sonore primaire auquel la pression sonore de la réponse est nulle et donc à partir duquel les CCE sont inactifs. Une dépendance linéaire entre la pression sonore des OEAPD et le niveau de pression sonore du son primaire est présente lorsque l'on utilise le « scissor paradigm » pour obtenir des OEAPD. Le seuil estimé des OEAPD L_{dpth} est indépendant du bruit et semble être plus étroitement lié au seuil comportemental que le seuil de détection des OEAPD (Boege et Janssen, 2002 ; Gorga *et al.*, 2003 ; Janssen *et al.*, 2006).

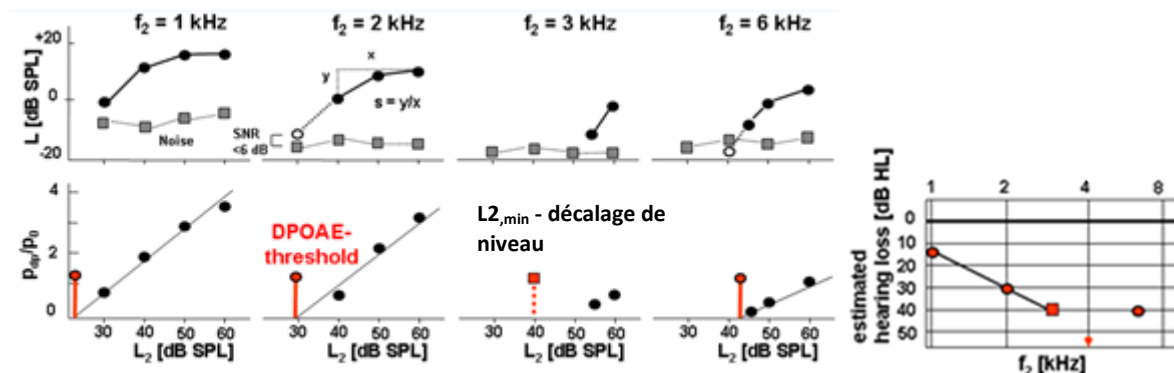


Figure 36: Vue d'ensemble schématique d'un OEAPDgramme dérivé de l'estimation du seuil des OEAPD

Lorsque l'on trace le seuil des OEAPD en dBHL, les seuils estimés des OEAPD peuvent être tracés sous forme d'audiogramme (**OEAPDgramme**) (voir *Figure 36*). Les OEAPDgrammes peuvent être appliqués chez les bébés avec un résultat d'échec dans le dépistage auditif des nouveau-nés pour révéler une perte auditive de transmission transitoire due à un dysfonctionnement de la trompe d'Eustache et/ou du liquide amniotique dans la cavité tympanique ou pour confirmer une surdité cochléaire persistante dans les diagnostics de suivi. En cas de perte auditive légère ou modérée, les OEAPDgrammes sont une méthode alternative à l'audiométrie comportementale ou à l'audiométrie de réponse évoquée spécifique à une fréquence (PEA avec des stimuli à bande étroite, ASSR). En particulier chez les

nourrissons où les résultats de l'audiométrie conditionnée en champ libre ne reflète pas le seuil réel, les OEAPDgrammes peuvent évaluer la perte auditive neurosensorielle avec plus de précision que les tests comportementaux. De plus, une perte auditive unilatérale peut être détectée. Les OEAPDgrammes sont capables d'évaluer quantitativement la perte auditive à des fréquences distinctes en quelques minutes. Prévoir la perte auditive à cinq fréquences par tone bursts PEA ou ASSR peut prendre une demi-heure et plus. C'est un avantage essentiel des OEAPD par rapport aux PEA ou ASSR. Ainsi, les OEAPDgrammes peuvent servir d'outil avancé pour combler le fossé entre le dépistage et les tests audiologiques en audiologie pédiatrique.

La pente des OEAPD, calculée à partir des fonctions I/O du niveau des OEAPD (par exemple, entre les niveaux de stimulus L_2 de 40 et 60 dB SPL), indique une compression de l'AC. Lorsqu'elle est tracée à travers la fréquence, un profil de pente peut être établi. Dans les oreilles présentant une perte auditive cochléaire, la pente *s de la* fonction I/O de niveau de l'OPEA augmente avec l'augmentation de la perte auditive, ce qui indique une perte de compression de l'AC (Janssen *et al.*, 1998 ; Kummer *et al.*, 1998 ; Müller et Janssen, 2004 ; Neely *et al.*, 2003). La pente des OEAPD diffère de manière significative entre les niveaux de perte auditive (Janssen *et al.*, 2005b). La pente des OEAPD serait liée à la pente des fonctions d'intensité sonore (Neely *et al.*, 2003, Müller et Janssen, 2004). Ainsi, la pente des fonctions I/O des OEAPD est suggérée pour permettre une évaluation quantitative de la compression de l'AC et donc fournir un test de recrutement objectif. Une évaluation quantitative de la perte auditive et du recrutement est nécessaire, en particulier pour l'adaptation des aides auditives chez les enfants. À l'aide des OEAPDgrammes et des caractéristiques de croissance de l'oreille cochléaire déficiente, des paramètres supplémentaires pour un ajustement non coopératif de l'aide auditive peuvent être fournis (Müller et Janssen, 2004).

L'influence de la deuxième source des OEAPD peut être observée en traçant le niveau des OEAPD sur une fréquence avec un espacement de fréquence étroit, c'est-à-dire ≤ 100 Hz (**structure fine des OEAPD**). En raison de la superposition destructive ou constructive de la seconde source sur la fréquence, un schéma de creux et de pics dans la structure fine des OEAPD peut être observé chez les patients ayant une audition normale ou quasi normale (He et Schmiedt, 1993, 1996, 1997 ; Talmadge *et al.*, 1999 ; Mauermann *et al.*, 1999a, b). La structure fine des OEAPD peut donner des informations sur la structure fine des seuils comportementaux des sons purs. Cependant, en raison de la superposition de la seconde source, la corrélation entre les deux mesures n'est pas claire. En outre, la structure fine des OEAPD serait capable de révéler une altération des CCE à un stade très précoce, c'est-à-dire à un stade précoce de perte auditive, par exemple en raison d'une surexposition au bruit ou de l'administration de médicaments ototoxiques. Les pics et les creux de la structure fine des OEAPD et, par conséquent, l'impact de la seconde source, disparaîtraient chez les patients présentant une perte auditive croissante (Mauermann *et al.*, 1999b). Dans les oreilles présentant une perte auditive précoce, la seconde source est active au moins à certains endroits cochléaires. Pour l'évaluation clinique des fonctions d'I/O des OEAPD, l'interférence de la seconde source des OEAPD détériore l'interprétation et la précision des mesures déduites telles que le seuil et la compression des OEAPD, de sorte que l'élimination de la seconde source devrait améliorer leur fiabilité. Cela peut être fait dans une certaine mesure en supprimant la seconde source des OEAPD en stimulant l'oreille simultanément avec un son supraliminaire d'une fréquence proche de $2f_1-f_2$ (Heitmann *et al.*, 1998), en appliquant une technique de fenêtrage (Mauermann et Kollmeier, 2004), par une technique de décomposition initiale (Dalhoff *et al.*, 2013), ou comme proposé par PATH MEDICAL par des signaux primaires modulés en fréquence (Lodwig, 2012, 2013 a, b). Lors de l'application d'une technique de suppression des OEAPD, des niveaux élevés de signaux de suppression doivent être utilisés pour réduire l'impact de la

seconde source. En conséquence, les CCE dans le voisinage du lieu $2f_1-f_2$ sont affectés, ce qui conduit à une évaluation moins spécifique en fréquence de la perte auditive. L'inconvénient de la technique du fenêtrage est que cette méthode est très longue. La technique de décomposition du début semble pouvoir prédire le seuil d'audition cochléaire avec une grande précision en peu de temps. Cependant, cette technique n'a été appliquée jusqu'à présent que chez des patients à l'audition normale et dans une gamme de fréquences limitée (1,4 à 2,6 kHz).

La technique de mesure **FMOEAPD**TM a été développée par PATH MEDICAL (Lodwig, 2012, 2013 a, b, 2014 a, b) comme moyen de supprimer l'impact de la deuxième source des OEAPD. Les fréquences des tonalités primaires varient dans le temps, selon la formule suivante : $f_1(t) = f_{1norm} + d_1(t)$ et $f_2(t) = f_{2norm} + d_2(t)$, ce qui donne $f_{dp}(t) = 2*f_1(t) + f_2(t)$. Les fréquences des signaux primaires sont décalées entre ± 50 Hz à 1 kHz et ± 100 Hz à 4 kHz avec un taux de modulation de 1,4 à 1,6 Hz. En raison du déphasage associé, l'impact de la deuxième source, qui peut détériorer la détection des OEAPD et, par conséquent, l'estimation du seuil des OEAPD, en particulier aux minima de structure fine, est réduit. En outre, en raison de la modulation de fréquence, le nombre de CCE stimulés est augmenté, ce qui entraîne un niveau des OEAPD plus élevé. Ainsi, la FMOEAPD ne nécessite pas de stimuli supplémentaires et n'allonge pas la durée du test. La FMOEAPD semble avoir le potentiel d'améliorer de manière significative les performances des tests de dépistage et de diagnostic des OEAPD.

Les OEAPD seraient mesurables pour une perte auditive de transmission allant jusqu'à 20 à 25 dB HL et une perte auditive cochléaire allant jusqu'à 40 à 50 dB HL, ce qui représente approximativement la zone de l'amplificateur cochléaire (Davis, 1983 ; Ruggero *et al.*, 1997).

En général, les principales applications cliniques des OEAPD sont les suivantes : diagnostics de suivi après le dépistage auditif (nouveau-né), évaluation de la perte de sensibilité (seuil cochléaire) et de la compression (recrutement) des amplificateurs CCE, et détection d'une altération précoce de la cochlée lors d'une surexposition au bruit ou de l'administration de drogues ototoxiques, et adaptation des appareils auditifs, en particulier chez les jeunes enfants.

Le dépistage auditif des nouveau-nés dans le cadre des OEAPD est généralement effectué dans la zone des fréquences moyennes (par exemple entre 1,5 et 4 kHz). Les tests dans les hautes fréquences sont moins fiables en raison du problème des ondes stationnaires et des limites du transducteur électro-acoustique. En dessous de 1 kHz, le RSB est insuffisant. L'objectif du dépistage auditif dans l'enfance est d'identifier les déficiences auditives qui ne sont pas apparentes et qui peuvent entraîner un handicap important pour l'enfant concerné. Les tests de dépistage auditif pour les enfants d'âge préscolaire devraient fournir des informations plus spécifiques en termes de fréquence et plus quantitatives sur la perte auditive, telles qu'elles sont disponibles dans un OEAPDgramme.

Deux procédures des OEAPD sont disponibles :

- **OEAPD Rapide/Diagnostic** permet une mesure spécifique de la fréquence des OEAPD à un ou plusieurs intensités de stimulus. Un état de détection de la réponse (réponse valide/invalide) est fourni pour chaque combinaison fréquence/intensité de stimulus sélectionnée. *OEAPD Rapide* se réfère à une mesure à un niveau de dépistage, tandis que le *OEAPD Diagnostic* se réfère à une mesure à plusieurs niveaux. Des critères définissables par l'utilisateur peuvent être définis, c'est-à-dire des critères RSB (6, 9 ou 12 dB) et pour le *OEAPD Rapide* un critère de réussite global (nombre de réponses valides : x sur y).

- **Seuil OEAPD** permet de déterminer les seuils d'audition cochléaire en fonction de la fréquence en mesurant les OEAPD avec un réglage de niveau adaptatif. L'estimation de la perte auditive neurosensorielle au moyen des fonctions I/O des OEAPD extrapolées fournit une évaluation quantitative de la fonction/dysfonctionnement des cellules ciliées externes. Une procédure d'optimisation automatique de la fréquence et de l'intensité est effectuée avant chaque mesure à une fréquence spécifique.

Les tests OEAPD peuvent être effectués de manière binaurale si deux sondes auriculaires sont connectées. Ce faisant, la durée du test est réduite par un facteur de deux. Avec les modules standard ci-dessus, les OEAPD peuvent être mesurés à des fréquences f_2 de 1 à 8 kHz (pour le diagnostic des OEAPD avec *DPHIRES*, la gamme de fréquences est étendue).

Pour les appareils Sentiero Desktop et les *OEAPD Diagnostic*, des OEAPD pressurisés sont disponibles. Cette fonction permet de mesurer les OEAPD avec un décalage de pression statique afin de compenser un décalage de la compliance maximale de l'oreille moyenne. L'utilisation de OEAPD pressurisés peut améliorer la détectabilité des OEAPD chez les patients présentant un tympanogramme anormal (voir par exemple Zebian *et al.*, 2013 ; Beck *et al.*, 2016).

Plusieurs extensions de modules sont disponibles, qui offrent des fonctionnalités supplémentaires spécifiques :

- **Multifrequency OEAPD** permet de mesurer simultanément les OEAPD à plusieurs paires de sons primaires (Zurek et Rabinowitz, 1993 ; Ludwig, 2013b). Afin d'éviter le chevauchement des ondes progressives des paires de sons ($f_{11}:f_{21}$, $f_{12}:f_{22}$, $f_{13}:f_{23}$, ...) sur la membrane basilaire, les fréquences des paires de sons $f_{1i}:f_{2i}$ doivent avoir une distance distincte d'au moins une octave. La distance entre les fréquences des sons primaires est contrôlée automatiquement.
- **FMOEAPD™** permet de mesurer les OEAPD avec des sons primaires modulés en fréquence, ce qui vise à réduire l'influence de la seconde source des OEAPD et devrait donc améliorer la fiabilité de la détection des OEAPD et donc les estimations du seuil d'audition.

Extension au *DPOEA Diagnostic* seulement :

- **OEAPD Haute Résolution** permet de mesurer les OEAPD à des fréquences de démarrage et d'arrêt définies par l'utilisateur, de 0,8 à 10 kHz, et à une incrémentation linéaire ou logarithmique définie par l'utilisateur. Cela permet d'une part de mesurer les OEAPDgrammes dans une gamme de fréquences définies par l'utilisateur, et d'autre part de mesurer la structure fine des OEAPD avec un espacement de fréquence étroit.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez le test des OEAPD que vous souhaitez effectuer dans l'écran de sélection des modules, c'est-à-dire *OEAPD Rapide*, *OEAPD Diagnostic* ou *Seuil OEAPD*. Si plus d'un test OEA est autorisé, les modules *OEAPD Rapide*, *OEAPD Diagnostic* ou *Seuil OEAPD* se trouvent dans la section *OEA*. Sélectionnez le préréglage que vous souhaitez effectuer. Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, la fréquence f_2 ; pour *OEAPD Rapide/Diagnostic* : niveau L_2 , critère RSB ; pour le *OEAPD Rapide* : critère de réussite global ; pour le *OEAPD Diagnostic* : configuration L_2/L_1 , L_{dp} minimum, délai) et le nom du préréglage selon les besoins. Pour la configuration du niveau L_2/L_{81} , PATH MEDICAL recommande d'utiliser le réglage *Auto* qui fournit des niveaux optimisés de sons primaires, similaires au « scissor paradigm » de Kummer *et al.* (2000). Vous pouvez sélectionner soit un délai adaptatif (le

minutage est contrôlé par l'appareil), soit un délai manuel avec un temps de mesure minimum et maximum. Veuillez considérer qu'un doublement du temps de mesure correspond à une augmentation du RSB jusqu'à 3 dB. Si vous disposez d'une licence, le *FMOEAPD* et le mode *Multichannel OEAPD* peuvent être activés afin d'améliorer la fiabilité des OEAPD et le temps de mesure, respectivement. Pour le *OEAPD Diagnostic*, le *OEAPD Haute Résolution* peut être utilisé avec une taille de pas linéaire ou logarithmique pour mesurer les OEAPDgrammes dans une gamme de fréquences définie par l'utilisateur ou pour mesurer la structure fine du OEAPD. Si les propriétés de la structure fine doivent être étudiées, la *FMOEAPD* doit être désactivée. Dans tous les autres cas, il est recommandé d'activer la *FMOEAPD*.

Le patient doit être calme et confortablement assis sur une chaise ou couché sur un lit. Pour les bébés, essayez de tester le patient pendant son sommeil. Assurez-vous qu'une sonde auriculaire valide (par exemple EP-DP, EP-VIP) est connectée et que le câble de la sonde auriculaire ne frotte pas sur un matériau comme par exemple des vêtements. Sélectionnez un embout auriculaire de taille appropriée correspondant à la taille de l'embout de la sonde et à la taille du conduit auditif du patient. Assurez-vous que la sonde est insérée sans aucune fuite entre la sonde et le conduit auditif. Si la sonde n'est pas correctement insérée ou si les canaux de la sonde sont obstrués, un avertissement apparaîtra.

Sélectionnez l'oreille à tester (*Droite + Gauche* : mesure simultanée de l'oreille droite et gauche). Une fois le calibrage de la sonde auriculaire effectué avec succès (voir *Figure 32*), la mesure commence. Pour plus d'informations sur le calibrage de la sonde auriculaire, veuillez vous référer à la section [3.2.3 : Otoémissions acoustiques évoquées transitoires \(OEAET\)](#). Le mode d'affichage de l'étalonnage de la sonde auriculaire peut être configuré dans les *Préférences OEAPD*. Les stimuli OEAPD sont présentés selon les réglages des paramètres et la réponse est détectée par le microphone de la sonde. Pendant la mesure *OEAPD Rapide/Diagnostic*, les éléments d'écran suivants sont affichés :

OEAPD Rapide (voir *Figure 37, en haut*) :

- Barre de validité des OEAPD ① pour toutes les f_2 sélectionnés à la L_2 actuellement testée (la couleur de la barre correspond à l'oreille : rouge : oreille droite, bleu : oreille gauche)

OEAPD Diagnostic (voir *Figure 37, en bas*) :

- Validité des OEAPD ① et barre de délai ④ pour les combinaisons f_2/L_2 actuellement testées
- Matrice du statut de réponse ⑤ (affichée pour l'oreille droite ou gauche lorsque l'on appuie sur l'écran du côté gauche ou droit, respectivement) : indique pour chaque f_2/L_2 si un OEAPD est valide (coche verte), non valide (∅ rouge) ou sauté (∅ gris).
- OEAPDgramme ⑩ (OEAPD haute résolution uniquement - voir *Figure 38*) (affiché pour l'oreille droite ou gauche lorsque l'on appuie sur l'écran du côté gauche ou droit, respectivement)

OEAPD Rapide/Diagnostic

- Barre de progression globale ②
- Barre de bruit ③

Seuil OEAPD (voir *Figure 39*):

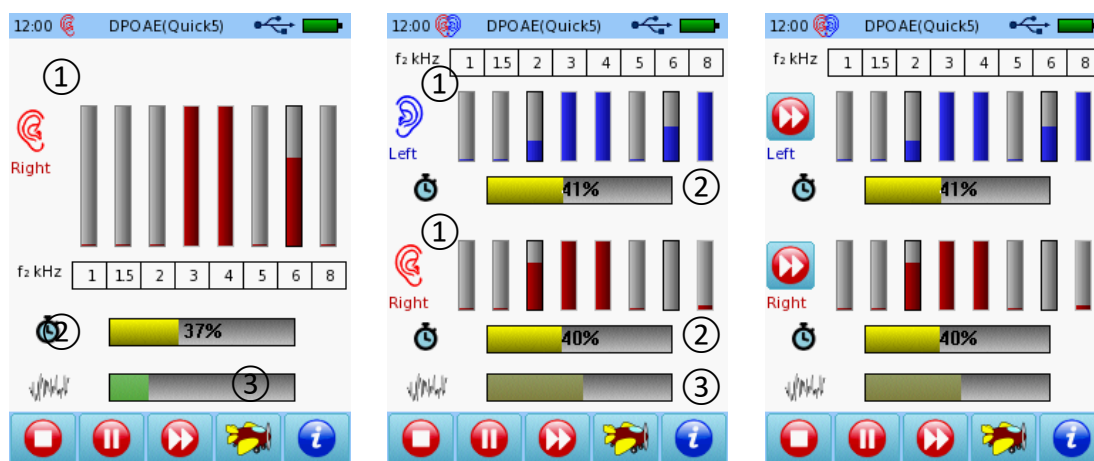
- Validité des OEAPD ① et barre de délai ② pour les combinaisons f_2/L_2 actuellement testées
- Barre de bruit ③

- Matrice de test du statut des niveaux de fréquence ⑪: les barres verticales remplies indiquent à quel niveau minimum un OEAPD valide a été détecté, les symboles de boîte ouverte indiquent à quel niveau f_2/L_2 une mesure OEAPD est en cours
- OEAPDgramme ⑫ (affiché pour l'oreille droite ou gauche lorsque l'on appuie sur l'écran en bas ou en haut, respectivement)

Veillez noter que l'option *FMDPOEA* n'influence pas l'écran de mesure. Pour les mesures binaurales et multifréquence, l'interface utilisateur est adaptée de manière à ce que toutes les données enregistrées simultanément puissent être vues sur un seul écran.

Si la barre de validité du OEAPD atteint son amplitude maximale, un OEAPD valide est détecté. Si la barre de progression atteint son amplitude maximale, le délai de mesure est atteint. Le bruit de fond est un indicateur de l'adéquation des conditions d'essai. Dans de bonnes conditions d'essai, la barre du bruit de fond doit rester dans le quart inférieur. Si la barre du bruit de fond est plus élevée (la barre de bruit de fond devient progressivement rouge), les niveaux de bruit de fond sont trop élevés, le patient peut ne pas être suffisamment calme (avaler, bouger), ou le câble de la sonde peut frotter, par exemple, contre les vêtements. Pendant la mesure, la stabilité du stimulus est observée au moyen d'un son de fréquence grave de la sonde. Si la stabilité du stimulus se détériore, par exemple en raison d'un mouvement de la sonde, la procédure d'étalonnage de la sonde reprend. Après un nouveau calibrage réussi, la mesure se poursuit.

Les tests peuvent être interrompus et poursuivis après une pause ⑦ ou arrêtés ⑥. Les mesures actuelles de f_2/L_2 peuvent également être sautées ⑧. Pour OEAPD Rapide, toutes les mesures f_2/L_2 en cours sont ignorées. Si une mesure binaurale est effectuée, l'utilisateur peut décider à quelle oreille sauter les mesures f_2/L_2 actuellement en cours. Pour OEAPD Diagnostic, une seule mesure f_2/L_2 en cours peut être sélectionnée. Un mode dessin animé (voir Figure 33) est disponible en appuyant sur le bouton *avion* ⑨. Le mode dessin animé est spécialement conçu pour focaliser l'intérêt d'un enfant et donc améliorer les conditions de bruit pendant un test.



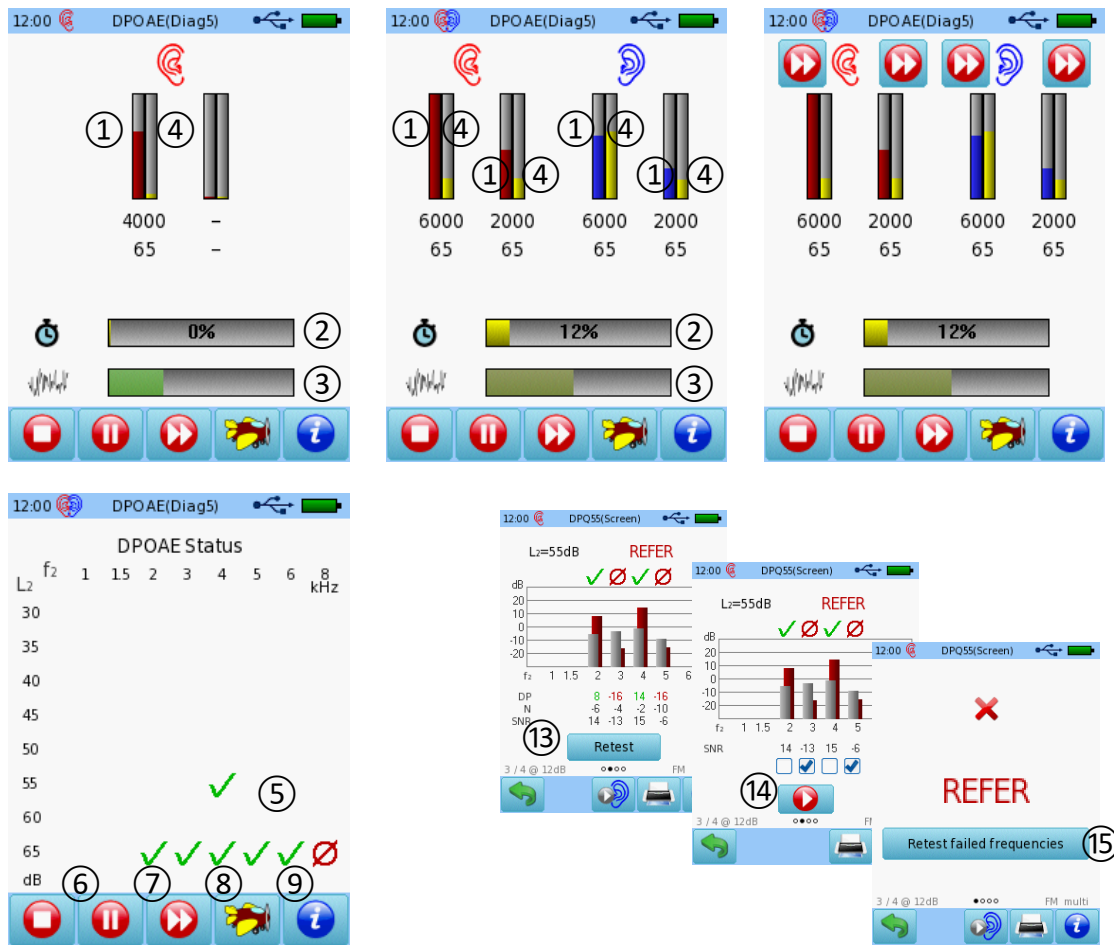


Figure 37: Mesures OEAPD Rapide/Diagnostic (haut : OEAPD Rapide, rangée du milieu : OEAPD Diagnostic ; à gauche : test monaural, au milieu : test binaural, à droite : binaural, saut de la mesure du courant f_2/L_2 ; en bas à gauche : OEAPD Diagnostic avec matrice de l'état de la réponse actuelle ; en bas à droite : OEAPD Rapide retest)

Une fois le test *OEAPD Rapide* terminé, les mesures des OEAPD à des fréquences spécifiées peuvent être répétées en appuyant sur le bouton de *retest* (13) dans la fenêtre du graphique à barres. Par défaut, les fréquences dont les réponses ne sont pas valides sont marquées pour être testées à nouveau, mais n'importe quelle fréquence peut être sélectionnée. Le nouveau test est lancé en appuyant sur le bouton *play* (14). Si vous appuyez sur le bouton *retest failed frequency* (15) dans la fenêtre du résultat global, les OEADP sont immédiatement testés à nouveau aux fréquences avec des réponses non valides. Le test *OEAPD Diagnostic* peut être configuré pour répéter automatiquement les combinaisons f_2/L_2 avec des réponses non valides après que le test de *OEAPD Diagnostic* soit terminé.

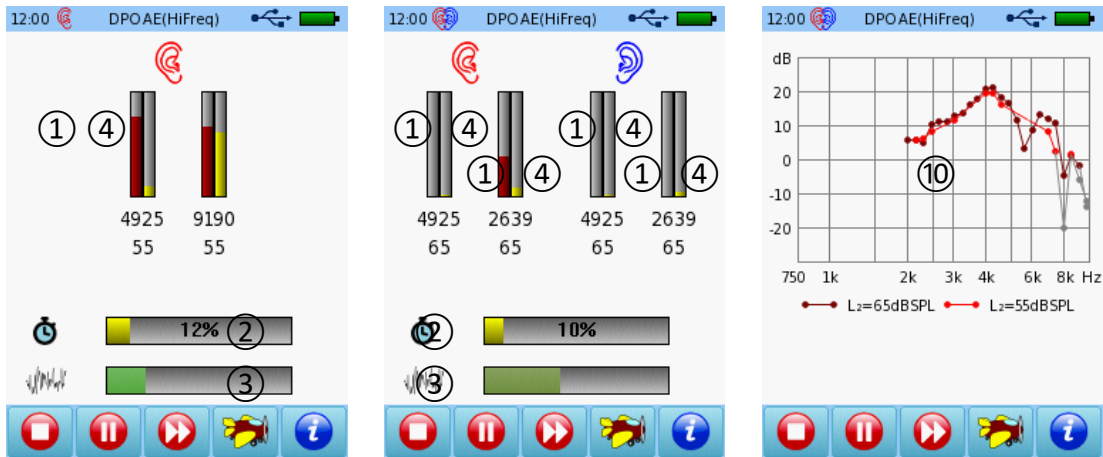


Figure 38: Mesure OEAPD Haute Résolution (à gauche : monaural ; au milieu : binaural ; à droite : OEAPDgramme)

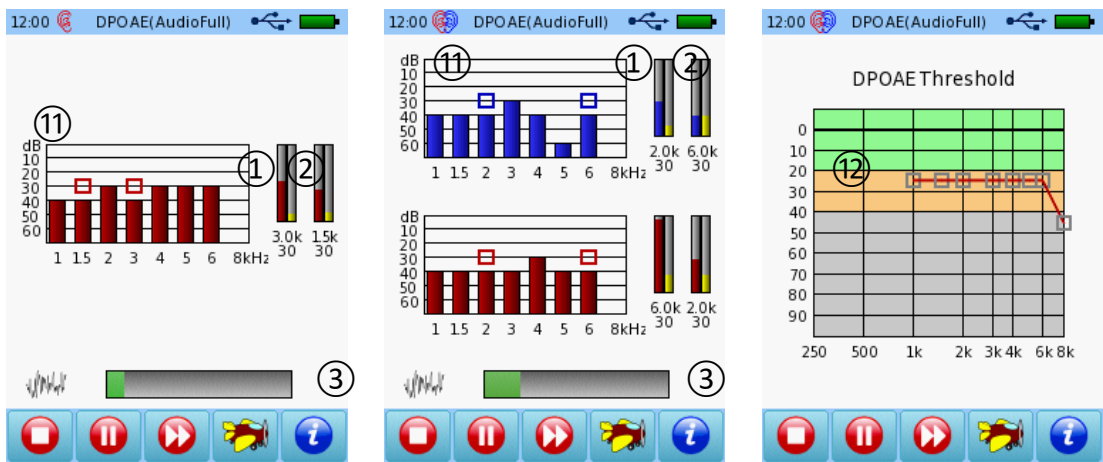


Figure 39: Mesure Seuil OEAPD (gauche : monaural ; milieu : binaural ; droite : audiogramme)

Les éléments d'écran suivants sont affichés dans l'écran de résultats des modules respectifs :

OEAPD Rapide (voir Figure 40) :

- Résultat global (en fonction du critère de résultat global sélectionné x sur y)
- OEAPD et barres de niveau de bruit de fond pour chaque f_2 testé pour une L_2 donnée
- OEAPDgramme : trace les OEAPD et les niveaux de bruit de fond pour tous les f_2 à une L_2 donnée
- Tableau de données des résultats (y compris L_2 , f_2 , niveau L_{dp} des OEAPD, niveau de bruit de fond L_{nf} et RSB)

Veillez noter que les différentes vues des résultats peuvent être commutées en faisant glisser un doigt sur l'écran horizontalement. Les paramètres de test pertinents (critère RSB, FMOEAPD, multifréquence) sont affichés en gris au bas de l'écran de résultats, ainsi que l'index de l'écran des résultats actuellement sélectionné (cercle rempli dans une rangée de cercles : ●○○○ = première des quatre pages). L'écran de résultats initial préféré peut être sélectionné dans la section *Preferences OEAPD* dans les réglages de l'appareil.

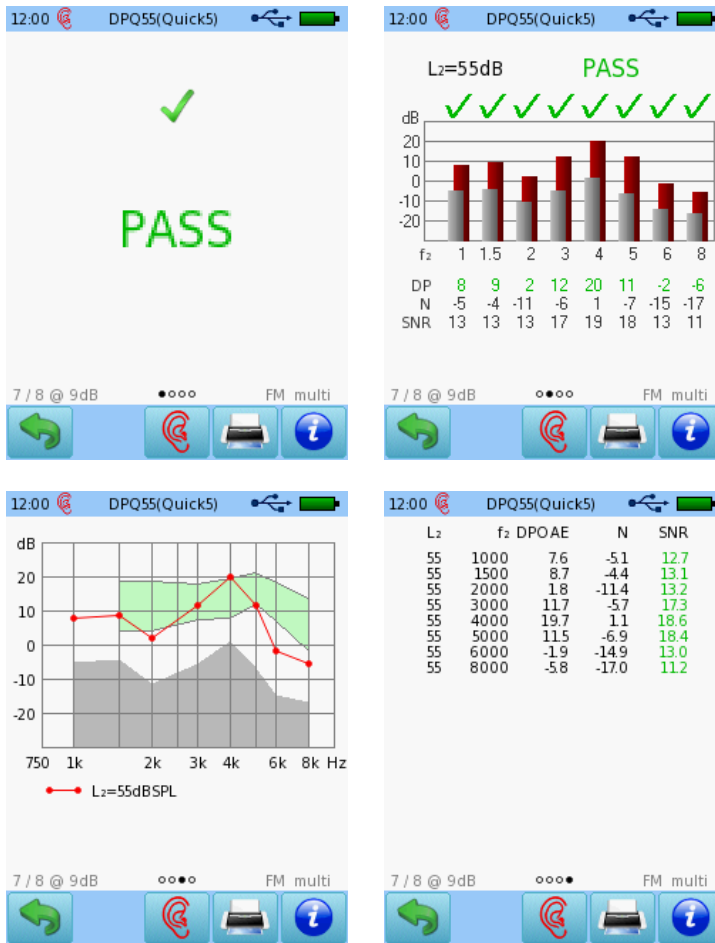


Figure 40: Résultat OEAPD Rapide (en haut à gauche : résultat global ; en haut à droite : OEAPD et barres de niveau de bruit pour chaque f_2 testé ; en bas à gauche : OEAPDgramme ; en bas à droite : tableau de données)

OEAPD Diagnostic (voir Figure 41):

- Matrice de validité des OEAPD : indique pour chaque f_2/L_2 si un OEAPD est valide (coche verte), non valide (Ø rouge) ou passé (Ø gris)
- Graphique à barres des OEAPDgrammes : trace les OEAPD et les niveaux de bruit de fond sous forme de barres verticales et affiche leurs valeurs numériques ainsi que le RSB résultant pour chaque f_2 au L_2 sélectionné. Le graphique à barres des OEAPDgrammes peut être exécuté avec toutes les L_2 en appuyant sur l'écran des résultats.
- OEAPDgramme : trace les niveaux de OEAPD pour tous les f_2 à toutes les L_2 (couleur différente pour chaque L_2). Le OEAPDgramme peut être tracé pour toutes les L_2 en appuyant sur l'écran des résultats. Pour une seule L_2 , les niveaux de OEAPD et de bruit pour tous les f_2 d'une L_2 sélectionnée sont tracés.
- Tableau de données des résultats (y compris L_2 , f_2 , niveau L_{dp} des OEAPD, niveau de bruit de fond L_{nf} et RSB)



Figure 41: Résultat OEAPD Diagnostic (en haut à gauche : Matrice de validité des OEAPD ; en haut au milieu : OEAPD et les barres de niveau de bruit de fond pour chaque f_2 testé ; en haut à droite, en bas à gauche, en bas au milieu : OEAPDgramme ; en bas à droite : tableau de données)

OEAPD Haute Résolution (voir Figure 42):

- OEAPDgramme : trace les niveaux de OEAPD pour tous les f_2 à toutes les L_2 (couleur différente pour chaque L_2). Le OEAPDgramme peut être tracé pour toutes les L_2 en appuyant sur l'écran des résultats. Pour une L_2 individuelle, les niveaux de OEAPD et de bruit de fond pour tous les f_2 du L_2 sélectionné sont tracés.
- Tableau de données des résultats (y compris L_2 , f_2 , niveau L_{dp} des OEAPD, niveau de bruit de fond L_{nf} et RSB)

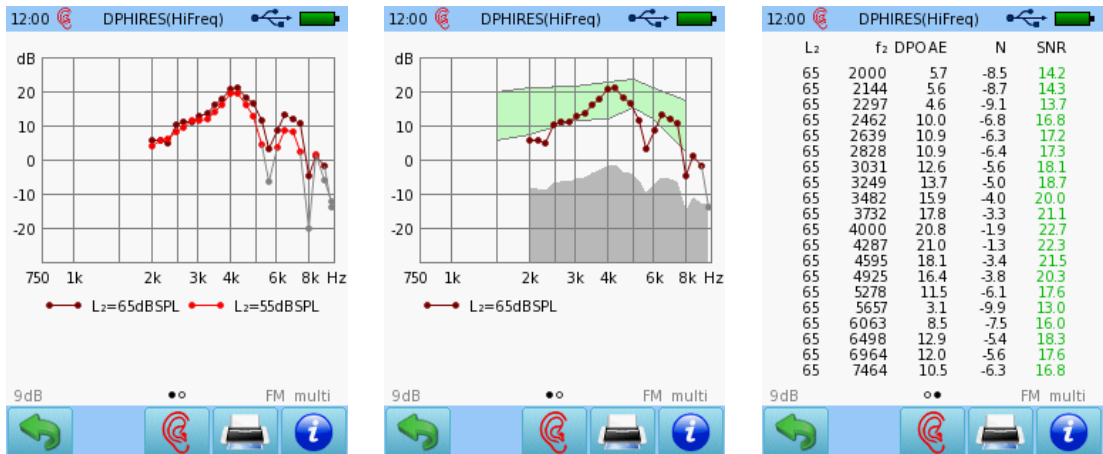


Figure 42: Résultat OEAPD Haute Résolution (à gauche, au milieu : OEAPDgramme ; à droite : tableau de données)

Seuil OEAPD (voir Figure 43):

- Le OEAPDgramme, c'est-à-dire les seuils estimés des OEAPD L_{dpth} tracés sur f_2 . Le type d'estimation du seuil des OEAPD est indiqué au moyen de différents symboles. Les seuils estimés sont limités à 50 dB HL. Si un ou deux points valides sont disponibles, les seuils sont estimés en soustrayant un décalage expérimental. Si plus de deux points valides sont disponibles, les seuils sont estimés au moyen d'une analyse de régression linéaire (voir Figure 36). Lorsque vous appuyez sur l'écran des résultats, les combinaisons OEAPD f_2/L_2 valides sont également indiquées dans le graphique de l'audiogramme sous forme de points rouges (oreille droite) ou bleus (oreille gauche).
- OEAPDgramme : trace les niveaux de OEAPD pour tous les f_2 à tous les L_2 (couleur différente pour chaque L_2). Le OEAPDgramme peut être tracé pour tous les L_2 en appuyant sur l'écran des résultats. Pour un seul L_2 , les niveaux de OEAPD et de bruit de fond pour toutes les f_2 du L_2 sélectionné sont tracés.
- Fonction OEAPD I/O : trace les niveaux de OEAPD pour tous les L_2 à une f_2 sélectionnée. La fonction OEAPD I/O peut être exécutée pour toutes les f_2 en appuyant sur l'écran des résultats.
- Tableau des seuils des OEAPD (y compris les seuils des OEAPD L_{dpth} et L_2 minimum)
- Tableau de données des résultats (y compris L_2 , f_2 , niveau L_{dp} du OEAPD, niveau de bruit de fond L_{nf} et RSB)

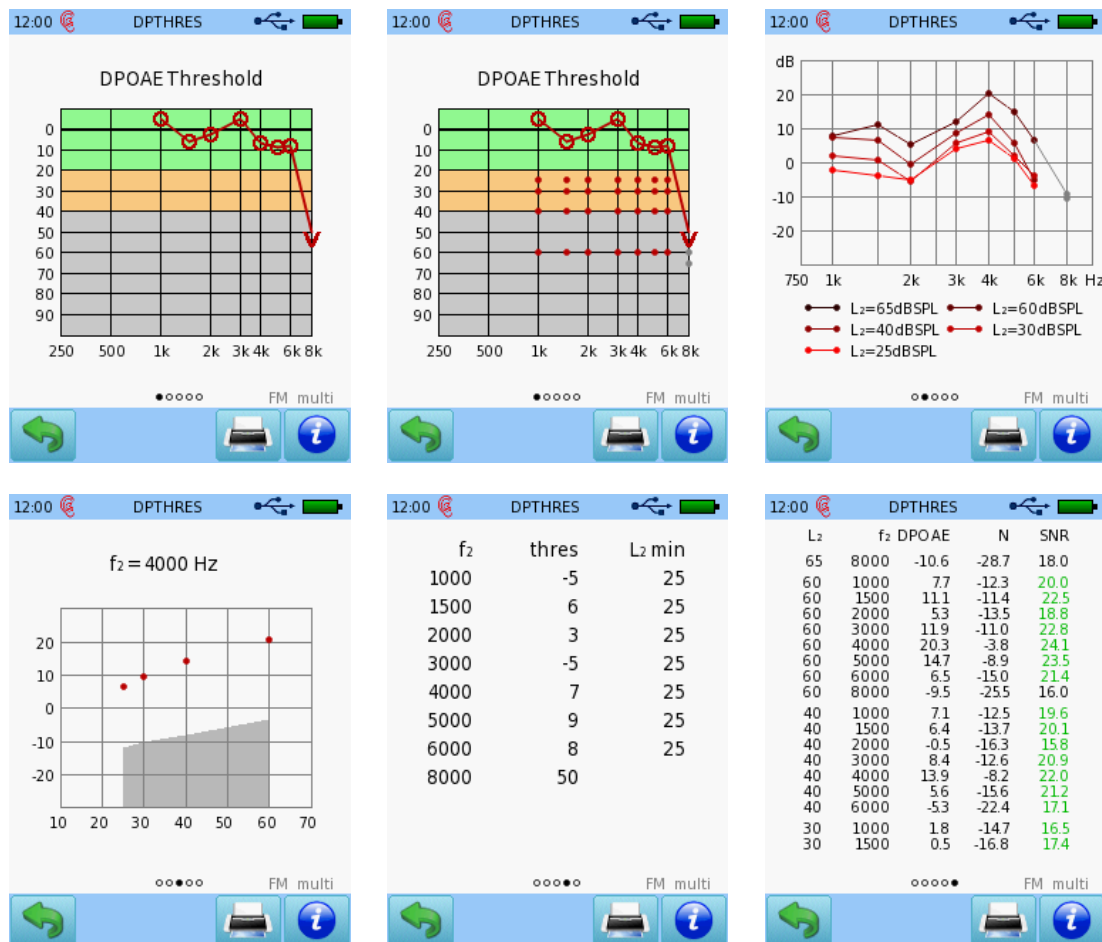


Figure 43: Résultat Seuil OEAPD (en haut à gauche/au milieu : Seuils OEAPD; en haut à droite : OEAPDgramme; en bas à gauche : fonction I/O des OEAPD ; en bas au milieu : tableau des seuils ; en bas à droite : tableau de données).

Veillez noter que les options FMOEAPD et OEAPD Multifréquence n'influencent pas la présentation de l'écran des résultats.

LITTÉRATURE

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

- Janssen T, Boege P, Mikusch-Buchberg J, Raczek J (2005a): Investigation of potential effects of cellular phones on human auditory function by means of distortion product otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 117, p. 1241-1247.
- Janssen T, Gehr DD, Klein A, Müller J (2005b): Distortion product otoacoustic emissions for hearing threshold estimation and differentiation between middle-ear and cochlear disorders in neonates, *Journal of the Acoustical Society of America* 117, p. 2969-2979.
- Janssen T, Niedermeyer HP, Arnold W (2006) Diagnostics of the cochlear amplifier by means of distortion product otoacoustic emissions. *ORL: Journal for Otorhinolaryngology and its Related Specialties* 68, p. 334-339.
- Johnsen NJ, Elberling C (1982a): Evoked acoustic emissions from the human ear. I. Equipment and response parameters, *Scandinavian Audiology* 11, p. 3-12.
- Johnsen NJ, Elberling C (1982b): Evoked acoustic emissions from the human ear. II. Normative data in young adults and influence of posture 11, p. 69-77.
- Keefe DH, Bulen JC, Arehart, KH, Burns EM (1993): Ear-canal impedance and reflection coefficient in human infants and adults, *Journal of the Acoustical Society of America* 94, p. 2617-2638.
- Kemp DT, Bray P, Alexander L, Brown AM (1986): Acoustic emission cochleography – practical aspects, *Scandinavian Audiology Supplementum* 25, p. 71-95.
- Kummer P, Janssen T, Arnold W (1998): The level and growth behavior of the 2 f₁-f₂ distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 3431-3444.
- Kummer P, Janssen T, Hulin P, Arnold W (2000): Optimal L(1)-L(2) primary tone level separation remains independent of test frequency in humans, *Hearing Research* 146, p. 47-56.
- Lodwig A (2012): Frequenzmodulierte DPOAE (in German: Frequency modulated DPOAE), AGERA annual meeting.
- Lodwig A (2013a): Frequency modulated DPOAE, IERASG annual meeting.
- Lodwig A (2013b): Mehrkanal-FMDPOAE (in German: Multichannel FMDPOAE), AGERA annual meeting.
- Lodwig A (2014a): Finding hearing threshold with Multichannel FMDPOAE, *AudiologyNow* annual meeting
- Lodwig A (2014b): Method and Apparatus for measuring Distortion Product Otoacoustic Emissions (DPOAE) by means of frequency modulated stimuli, US patent 13/657,158
- Lodwig A (2015): Multi-Stimulus suppression in DPOAE vs. ASSR, IERASG annual meeting
- Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1990): The Clinical Utility of Distortion-Product Otoacoustic Emissions, *Ear and Hearing* 11(2), p. 144-154
- Mauermann M, Kollmeier B (2004): Distortion product otoacoustic emission (DPOAE) input/output functions and the influence of the second DPOAE source, *Journal of the Acoustical Society of America* 116, p. 2199-2212.
- Mauermann M, Uppenkamp S, van Hengel PWJ, Kollmeier B (1999a): Evidence for the distortion product frequency place as a source of DPOAE fine structure in humans I. Fine structure and higher order DPOAE as a function of the frequency ratio f₂/f₁, *Journal of the Acoustical Society of America* 106, p. 3473-3483.
- Mauermann M, Uppenkamp S, van Hengel PWJ, Kollmeier B (1999b): Evidence for the distortion product frequency place as a source of distortion product otoacoustic emissions (DPOAE) fine structure in humans. II. Fine structure for different shapes of cochlear hearing loss, *Journal of the Acoustical Society of America* 106, p. 3484-3491.

- Müller J, Janssen T (2004): Similarity in loudness and distortion product otoacoustic emission input/output functions: implications for an objective hearing aid adjustment, *Journal of the Acoustical Society of America* 115, p. 3081-3091.
- Müller J, Janssen T, Heppelmann G, Wagner W (2005): Evidence for a bipolar change in distortion product otoacoustic emissions during contralateral acoustic stimulation in humans, *Journal of the Acoustical Society of America* 118, p. 3747-3756.
- Neely ST, Gorga MP, Dorn PA (2003): Cochlear compression estimates from measurements of distortion-product otoacoustic emissions. *Journal of the Acoustical Society of America* 114, p. 1499-1507.
- Ruggero MA, Rich NC, Recio A, Narayan SS, Robles L (1997): Basilar-membrane responses to tones at the base of the chinchilla cochlea, *Journal of the Acoustical Society of America* 101, p. 2151-2163.
- Shera CA, Guinan JJ Jr. (1999): Evoked otoacoustic emissions arise by two fundamentally different mechanisms: a taxonomy for mammalian OAE, *Journal of the Acoustical Society of America* 105, p. 782-798.
- Smurzynski J, Janssen T (2015): Protocols of DPOAE Measurements Aimed at Reducing Test Time, *American Auditory Society Scientific and Technology Meeting 2015-05*, Poster #113 DX05
- Smurzynski J (2016): Frequency modulated distortion-product otoacoustic emission (FMDPOAE) tests aimed for improving diagnostic performance, *World Congress of Audiology annual meeting*
- Talmadge CL, Long GR, Tubis A, Dhar S (1999): Experimental confirmation of the two-source interference model for the fine structure of distortion product otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 105, p. 275-292.
- Whitehead ML, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1992): Evidence for two discrete sources of 2f1-f2 distortion-product otoacoustic emission in rabbit: I. Differential dependence on stimulus parameters, *Journal of the Acoustical Society of America* 91, p. 1587-1607.
- Whitehead ML, McCoy MJ, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1995a): Dependence of distortion-product otoacoustic emissions on primary levels in normal and impaired ears. I. Effects of decreasing L2 below L1. *Journal of the Acoustical Society of America* 97, p. 2346-2358.
- Whitehead ML, Stagner BB, McCoy MJ, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1995b): Dependence of distortion-product otoacoustic emissions on primary levels in normal and impaired ears. II. Asymmetry in L1,L2 space, *Journal of the Acoustical Society of America* 97, p. 2359-2377.
- Williams DM, Brown AM (1995) Contralateral and ipsilateral suppression of the 2f1-f2 distortion product in human subjects. *Journal of the Acoustical Society of America* 97, p. 1130-1140
- Zebian M, Schirkonyer V, Hensel J, Vollbort S, Fedtke T, Janssen T (2013): Distortion product otoacoustic emissions upon ear canal pressurization, *Journal of the Acoustical Society of America* 133(4), p. 331-337
- Zurek PM, Rabinowitz WM (1993): Method for testing adequacy of human hearing, U.S. patent #5,267,571.

3.2.5 Vue d'ensemble : Potentiels évoqués auditifs (PEA)

Les potentiels évoqués auditifs (PEA) sont un outil permettant de diagnostiquer le traitement auditif le long de la voie ascendante de l'oreille externe jusqu'au cortex auditif, y compris le diagnostic des troubles neuronaux. Les PEA sont générés dans la cochlée, puis transmis au nerf cochléaire, en passant par le noyau cochléaire, le complexe olivaire supérieur, le lemnisque latéral, le colliculus inférieur du mésencéphale, jusqu'au cortex auditif. Les PEA sont de très petits potentiels de tension électrique liés à un événement qui sont déclenchés par un stimulus acoustique et qui sont enregistrés comme des potentiels de champ magnétique éloigné par des électrodes sur le cuir chevelu ou comme des potentiels de champ magnétique de proximité, par exemple avec une électrode proche du tympan. Les potentiels de champ magnétique éloigné sont enregistrés à une certaine distance de leur source, tandis que les potentiels de champ magnétique de proximité sont enregistrés à proximité de leur source. Un canal d'enregistrement nécessite une électrode de masse et deux électrodes pour mesurer le potentiel souhaité.

L'enregistrement PEA est un dérivé de l'électroencéphalographie (EEG). Les enregistrements EEG comprennent différents types d'ondes : *delta* (4 Hz, observé chez les bébés et les adultes pendant le sommeil lent), *thêta* (4-7 Hz, observé chez les jeunes enfants et les adultes, par exemple pendant la relaxation et le réveil), *alpha* (7-14 Hz, observé pendant la relaxation et la fermeture des yeux), *bêta* (15-30 Hz, observé pendant les mouvements actifs et la concentration) et *gamma* (30-100 Hz, observé pendant les mouvements et les processus cognitifs).

Les enregistrements PEA s'écartent des enregistrements EEG standard dans le fait qu'un signal de réponse est moyenné et verrouillé dans le temps à un stimulus acoustique. La décharge neuronale déclenchée acoustiquement entraîne des potentiels électriques très faibles. Les faibles amplitudes nécessitent une amplification du signal et l'annulation des signaux externes indésirables (par exemple via l'amplification différentielle, c'est-à-dire le rejet en mode commun (common mode rejection ou CMR) ; le filtrage). Afin de minimiser davantage l'influence des signaux externes indésirables, des algorithmes de rejet des artefacts sont appliqués. Le rejet des artefacts peut être effectué par l'élimination des échantillons à haut niveau de bruit ou par la pondération de chaque échantillon en fonction de son contenu en bruit. En outre, si un stimulus acoustique est suffisamment répété, la moyenne des signaux permet à la réponse PEA d'émerger de la superposition du bruit de fond, c'est-à-dire des décharges neuronales spontanées et d'autres interférences sous forme d'artefacts biologiques (par exemple, dus aux clignements et aux mouvements des yeux, à la déglutition et à d'autres activités cardiaques, musculaires et cérébrales ; voir également les schémas d'ondes EEG), et d'artefacts environnementaux (par exemple, dus à un rayonnement électromagnétique de 50/60 Hz en fonction de la fréquence du réseau électrique local). L'idée du calcul de la moyenne est que le signal est constant et donc identique dans chaque échantillon, tandis que le bruit est aléatoire et donc change dans chaque échantillon. L'addition de tous les échantillons augmente le signal et réduit le bruit. Théoriquement, l'amélioration du rapport signal/bruit est proportionnelle à la racine carrée du nombre d'échantillons dont on fait la moyenne, limitée par des propriétés techniques (par exemple, le bruit de quantification). Outre les conditions environnementales, la détection de la réponse dépend du placement de l'électrode, du type d'électrode (électrode de surface, électrode aiguille), du blindage du câble de l'électrode et d'aspects techniques tels que la quantité d'amplification et les propriétés du filtre.

Les PEA peuvent être différenciés en fonction de la latence de la réponse, c'est-à-dire l'intervalle de temps entre le début du stimulus et la réponse (voir *Figure 44*). Lorsque la latence augmente, le générateur neural se déplace vers des zones plus centrales.

Les réponses de latence précoce (= Brainstem Evoked Response Audiometry, BERA) comprennent des potentiels qui peuvent être enregistrés dans un délai d'environ 0 à 10 ms après le début du stimulus. La source physiologique de ces potentiels est située entre la cochlée, le nerf auditif et diverses régions du tronc cérébral auditif (complexe olivaire supérieur, lemnisque latéral et colliculus inférieur). Les domaines d'application clinique typiques sont les suivants : le dépistage auditif (des nouveau-nés), les diagnostics topologiques (avec la tympanométrie et les otoémissions acoustiques), la neuro-surveillance et la détermination des seuils auditifs, en particulier chez les jeunes enfants et les autres patients non coopératifs. Les méthodes de test suivantes sont couramment utilisées pour les applications cliniques :

Les réponses auditives du tronc cérébral (Auditory Brainstem Responses ou PEA) sont enregistrées à l'aide d'électrodes de surface sur le cuir chevelu. On utilise généralement des clics, chirps ou tone bursts. La latence de la réponse dépend du type et du niveau du stimulus, des conditions techniques (par exemple, le type de transducteur), ainsi que de l'âge et de l'état auditif du patient. Les potentiels enregistrés contiennent de cinq à sept ondes associées approximativement à des sites spécifiques le long de la voie auditive. Les PEA ne sont pas affectés par le sommeil. Pour plus d'informations sur les PEA, veuillez vous référer à la section [3.2.6 : Réponses auditives du tronc cérébral \(Auditory Brainstem Responses ou ABR ou PEA\)](#).

Réponse auditive en état stationnaire (Auditory Steady-State Response ou ASSR) sont enregistrées à l'aide d'électrodes de surface sur le cuir chevelu. Un signal modulé en amplitude (tone burst, chirp) est généralement utilisé comme stimulus. La fréquence de répétition du stimulus (par exemple 40 Hz, 80 Hz) est choisie de telle sorte que les réponses transitoires se superposent dans le tronc cérébral, ce qui permet d'obtenir une réponse en état stationnaire. Une réponse est détectée en fonction de propriétés statistiques de sorte qu'aucune analyse visuelle n'est requise par l'examineur. Selon le taux de répétition, les ASSR peuvent être affectés par le sommeil (40 Hz) ou non (80 Hz). Pour plus d'informations sur les ASSR, veuillez vous référer à la section [3.2.7 : Auditory Steady-State Responses \(ASSR\)](#).

L'électrocochléographie (ECochG) est une procédure où l'activité neurale est enregistrée en plaçant une électrode de champ proche dans le conduit auditif près du tympan (enregistrement extratympanique) ou avec une électrode aiguille qui perce le tympan pour reposer sur le promontoire cochléaire (enregistrement transtympanique). La latence de réponse est d'environ 1 à 3 ms. Pour plus d'informations sur l'ECochG, veuillez vous référer à la section [3.2.8 : Électrocochléographie \(ECochG\)](#).

Les réponses de latence moyenne (MLR) sont des potentiels qui peuvent être enregistrés à partir du cuir chevelu dans un délai d'environ 10 à 50 ms après le début du stimulus. La source physiologique de ces potentiels est située au niveau du thalamus et du cortex auditif primaire. Le signal est composé de multiple maxima de polarité positive (P) et négative (N) appelés P0, Na, Pa, Nb et P1. Les réponses de latence tardive (= audiométrie à réponse évoquée corticale, CERA) sont des potentiels qui peuvent être enregistrés dans un délai supérieur à 50 ms après le début du stimulus. La source physiologique de ces potentiels est le cortex auditif. Le signal est généralement beaucoup plus important que pour

les réponses de latence précoce et moyenne et comprend les ondes P1, N1, P2 et N2. Les réponses de latence moyenne et tardive sont très sensibles à la vigilance et à l'attention du patient.

Parmi les autres méthodes de PEA, on peut citer la mismatch negativity (MMN), qui est une procédure permettant de détecter les potentiels provoqués par des changements acoustiques réguliers (par exemple de niveau ou de fréquence) évoqués par une séquence de sons identiques qui est parfois interrompue par un son différent. Les procédures MMN peuvent être indépendantes du traitement cognitif ou non, c'est-à-dire que le patient doit faire attention à la différence de stimulus (par exemple P300). Pour les différences de stimulus plus complexes, comme par exemple les incongruités sémantiques dans les échantillons de parole, les compétences du patient en matière de traitement du langage sont requises (par exemple N400).

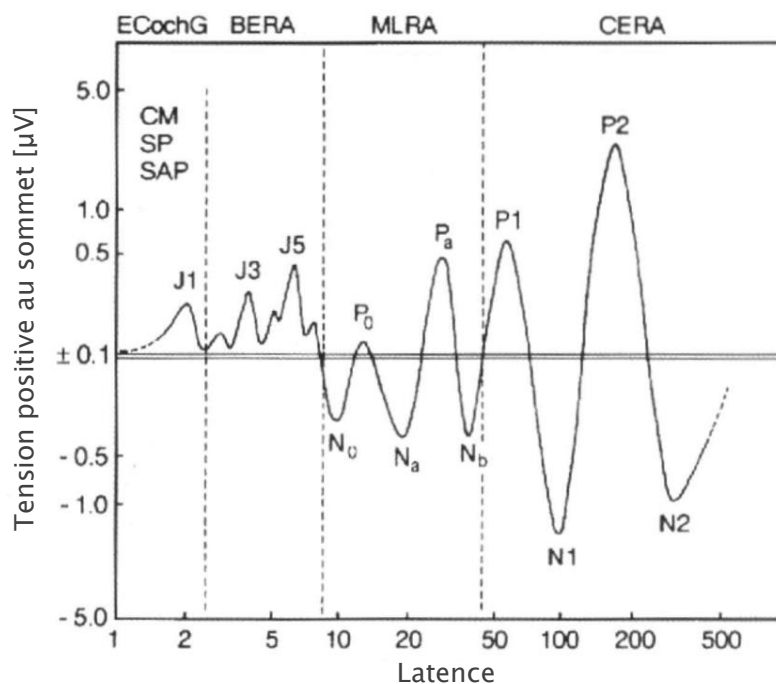


Figure 44: Vue d'ensemble des ondes PEA à latence courte, moyenne et tardive.

UTILISATION PRATIQUE

En général, il est recommandé de vérifier régulièrement le fonctionnement du câble d'électrode. Le câble d'électrode peut être testé en fixant tous les clips d'électrodes au dispositif de test des électrodes ou à tout boulon métallique conducteur disponible. Lors du démarrage d'un test PEA (par exemple PEA ou ASSR), l'impédance doit être de 0 kΩ pour l'électrode rouge et l'électrode blanche.

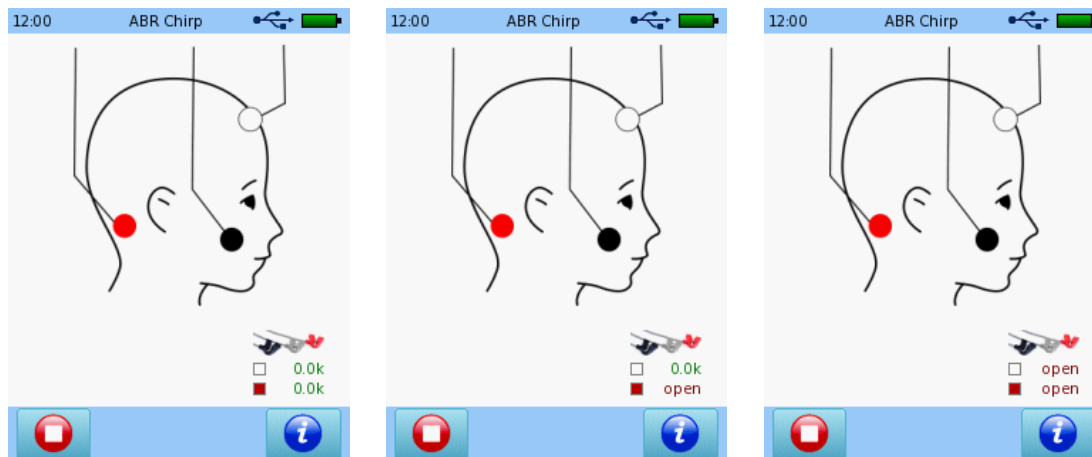


Figure 45 : Vérification du câble d'électrodes PEA avec le dispositif de test d'électrode (à gauche : tous les clips sont connectés ; au milieu : clip rouge enlevé ; à droite : clip noir enlevé ou clip rouge et blanc enlevés)

Lorsque l'on détache le clip de l'électrode rouge ou blanche du dispositif de contrôle des électrodes, l'impédance de l'électrode rouge ou blanche, respectivement, change à *ouvert*, c'est-à-dire qu'il n'y a pas de connexion conductrice entre l'électrode rouge ou blanche, respectivement, contre l'électrode noire. Lorsque l'on détache la pince de l'électrode noire, les deux impédances sont ouvertes. Si vous vous écartez de ce comportement ou si vous suspectez un dysfonctionnement, veuillez réessayer avec un autre câble d'électrode et/ou contactez votre distributeur.

LITTÉRATURE

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

3.2.6 Réponses auditives du tronc cérébral (Auditory Brainstem Responses ou ABR ou PEA)

Les réponses auditives du tronc cérébral (ABR ou PEA) enregistrées par des électrodes placées sur le cuir chevelu représentent les potentiels de champ magnétique éloigné générés par les fibres et les noyaux de la voie auditive ascendante entre la cochlée et le tronc cérébral. La période de latence des PEA comprend jusqu'à sept pics d'ondes importants qui apparaissent généralement dans les 10 premières ms (Jewett et Williston, 1971). Généralement, les PEA sont provoquées par des stimuli transitoires (clic, chirp, tone burst). Les PEA représentent la somme de l'activité neuronale synchronisée de la voie auditive ascendante. Les ondes sont communément appelées Jewett/ondes I à VII. Dans les diagnostics cliniques, ce sont principalement les ondes I, III et V qui sont analysées. Les ondes I et II proviennent du nerf auditif, et bien que l'on ait supposé pendant de nombreuses années que l'onde III provenait du noyau cochléaire, les ondes IV et V du lemnicus latéral et du colliculus inférieur (partie inférieure du tronc cérébral), et les ondes VI et VII des régions sous-corticales, des données plus récentes suggèrent que plusieurs sites le long de la voie auditive peuvent contribuer aux ondes ultérieures et que chaque site anatomique peut contribuer à plus d'une onde (Hall, 2007). Comme la vitesse de l'onde qui se propage dans la cochlée est la plus élevée dans la région basale, les PEA évoqués par clics reflètent principalement l'activité des régions cochléaires basales (haute fréquence). Cela est également vrai pour les tone bursts et les chirps à basse fréquence lorsque des niveaux de stimulation élevés sont appliqués. Les propriétés typiques sont l'amplitude des ondes et la latence. Les amplitudes des ondes représentent la différence d'amplitude entre un pic positif et un pic négatif suivant, qui s'élève généralement à moins de 2 μ V (Picton *et al.*, 1981). Les latences absolues des ondes représentent le temps entre le début du stimulus et l'apparition du pic de l'onde. Les latences intercrêtes (Inter-Peak Latency ou IPL) désignent le temps entre les pics d'onde. L'onde V a la plus forte amplitude, l'onde I la plus faible. Les amplitudes diminuent également lorsque le niveau de stimulus diminue. Les latences de l'onde sont plus courtes à des niveaux de stimulus plus élevés en raison d'une propagation croissante de l'excitation vers la base (Folsom, 1984). Les PEA sont tout à fait indépendants de la vigilance d'un patient (c'est-à-dire du sommeil, de l'attention) (Picton et Hillyard, 1974) et peuvent donc être effectués pendant la sédation ou l'anesthésie.

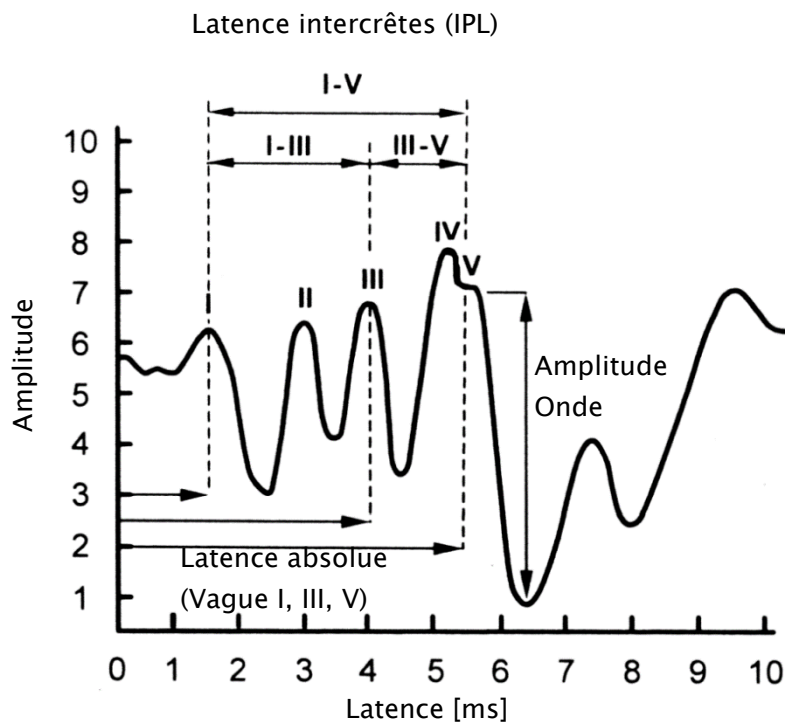


Figure 46 : Vue d'ensemble des ondes PEA

Généralement, les PEA sont provoqués en stimulant l'organe auditif par conduction aérienne (CA) à l'aide d'un casque, d'inserts ou de haut-parleurs. Cependant, les PEA peuvent également être provoqués par la stimulation directe de la cochlée en contournant l'oreille moyenne par conduction osseuse (CO). Dans ce cas, un vibreur osseux est placé sur la mastoïde (ou le front) pour stimuler les cellules sensorielles de la cochlée. Une perte auditive due à des pathologies de l'oreille moyenne (épanchement de l'oreille moyenne, dysfonctionnement de la trompe d'Eustache, otospongiose) peut être détectée, en particulier chez les enfants dont les audiogrammes en sons purs comportementales sont douteux (Mauldin et Jerger, 1979). Les pertes auditives de transmission et cochléaires présentent des amplitudes d'ondes et des latences différentes. En particulier, la latence et le seuil de l'onde V sont utilisés pour les diagnostics audiolinguistiques chez les enfants ou les personnes handicapées qui ne sont pas en mesure de rendre compte de manière fiable de leur déficience auditive. L'IPL entre les ondes I et V représente le temps de transmission neuronale entre la cochlée et la partie inférieure du tronc cérébral. L'IPL est donc utilisé pour évaluer les pathologies rétro-cochléaires entre la cochlée et la partie inférieure du tronc cérébral.

Les PEA peuvent être déclenchés par plusieurs stimuli tels que des clics, des chirps ou des tone bursts. Les stimuli à large bande tels que les clics et les chirps à large bande sont des stimuli concis dans le temps qui entraînent des décharges neurales synchronisées et des potentiels robustes. Ils sont utilisés pour stimuler le plus grand nombre possible de cellules sensorielles le long de la cochlée afin d'obtenir une activité neurale maximale sur les fibres nerveuses. Cependant, la spécificité temporelle du stimulus est obtenue au détriment de la spécificité fréquentielle. En revanche, les stimuli à bande étroite, comme les chirps à fréquence spécifique ou les tone bursts, ont des composantes de fréquence limitées. Les cellules sensorielles sont stimulées au niveau du site de la cochlée correspondant aux composantes de fréquence du stimulus. En raison du temps de parcours le long de la membrane basilaire, la latence varie, c'est-à-dire qu'elle augmente lorsque la fréquence diminue. Généralement, l'amplitude diminue également avec la fréquence et la forme d'onde est moins bien définie. Lorsque

le niveau du stimulus augmente, la spécificité en fréquence diminue en raison de la propagation croissante de l'excitation.

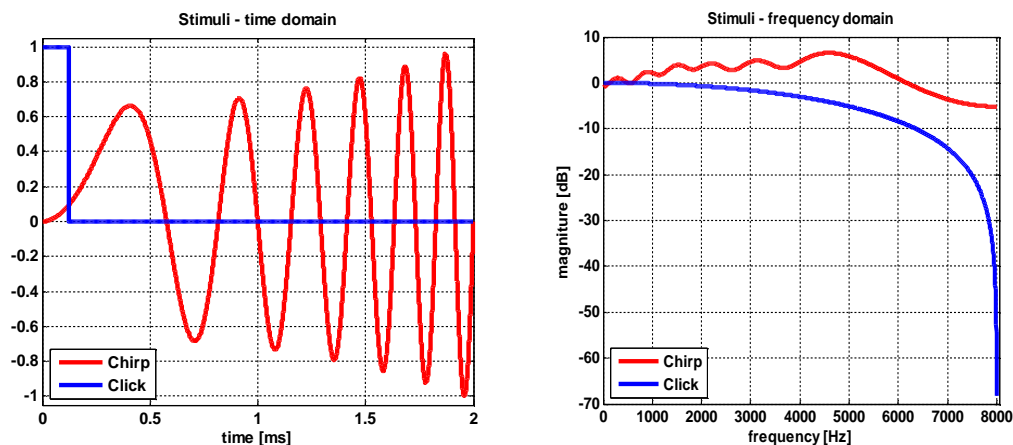


Figure 47: Stimulus PEA : clic et chirp (à gauche : domaine temporel ; à droite : domaine fréquentiel)

Un **clic** (voir Figure 47- courbes bleues) est un son obtenu en appliquant une impulsion de courant continu. Sa présentation soudaine et sa brève durée entraînent une forte synchronisation de l'activité neurale. Cependant, les inserts modifient le spectre d'une impulsion continue. Le système auditif lui-même filtre également le stimulus. Ainsi, des limites de fréquence sont toujours imposées sur les potentiels de clics (Durrant, 1983). Un "**chirp**" (voir Figure 47- courbes rouges) est un signal sinusoïdal modulé en fréquence avec des basses fréquences au début et des hautes fréquences à la fin du stimulus ou inversé. En raison de la modulation de fréquence, le temps de parcours spécifique à l'endroit sur la membrane basilaire peut être compensé, ce qui entraîne une augmentation de la synchronisation des potentiels d'action et, par conséquent, des amplitudes PEA plus élevées (Dau *et al.*, 2000, Elberling *et al.*, 2007). L'avantage d'un stimulus chirp par rapport au stimulus clic couramment utilisé est qu'il permet une meilleure synchronisation des potentiels d'action sur les fibres nerveuses, ce qui est particulièrement vrai à des niveaux de stimulus proches du seuil. Les chirps peuvent contenir des composantes de fréquence couvrant une large gamme de la membrane basilaire (chirp à large bande) ou seulement une gamme assez limitée (chirp à bande étroite). Il peut s'agir d'un chirp bas (par exemple 100 à 850 Hz), d'un chirp moyen (par exemple 850 Hz à 3 kHz) et d'un chirp haut (3 à 10 kHz). Un « **tone burst** » est une courte impulsion de stimulus sinusoïdal (environ 50 à 200 μ s) qui se caractérise par une fréquence porteuse, la durée du plateau, le temps de montée et de descente et la fonction de fenêtrage, qui permet d'introduire et de supprimer le stimulus. Le fenêtrage du stimulus entraîne des composantes de fréquence supplémentaires en plus de la fréquence porteuse.

Il est important de noter qu'en raison de la maturation de la voie neurale, les latences absolues et l'IPL varient au cours de la première année de vie (Starr *et al.*, 1977). Les latences des adultes sont atteintes pour l'onde I entre 6 et 24 semaines et pour l'onde V à environ 18 mois. L'IPL I-V diminue au cours des 18 premiers mois de vie. Pour les prématurés, les latences de tous les composants sont généralement prolongées par rapport aux nourrissons à terme. L'influence de l'âge sur les PEA chez les personnes âgées est une question controversée. Alors que certains auteurs font état d'une modification de l'IPL, d'autres affirment qu'il n'y a pas de retard dans le temps de transmission neurale avec le vieillissement. En outre, aucune corrélation significative n'a été observée entre le score des tests de discrimination de la parole et l'IPL.

Comme la synchronisation de l'activité neurale est faible dans les régions les plus apicales de la cochlée en raison de la diminution de la vitesse des ondes progressives (Mrowinski, 2009), la sensibilité des PEA est assez faible aux fréquences inférieures à 1000 Hz. Les PEA avec un stimulus à large bande (clic, chirp à large bande) ne permettent pas une évaluation directe de la perte auditive en fonction de la fréquence et présentent des caractéristiques presque normales chez les patients atteints d'une perte auditive dans les basses et moyennes fréquences. Un seuil PEA est détecté à des niveaux de stimulus correspondant à la perte auditive aux fréquences moyennes à hautes. La spécificité des fréquences est généralement améliorée lorsque l'on utilise les PEA avec des stimuli à bande étroite (chirps à bande étroite, tone burst). Cependant, la stimulation à basse fréquence à des niveaux de stimulus élevés stimule également les cellules sensorielles basales. Ainsi, l'évaluation de la fonctionnalité des basses fréquences n'est possible qu'à des niveaux de stimulation faibles. Le bruit de masquage ipsilatéral peut être utilisé pour réduire les contributions de réponse des régions cochléaires de moyenne à haute fréquence. Pour obtenir encore plus d'informations spécifiques aux fréquences, il convient d'utiliser les OEAPD (pour une perte auditive allant jusqu'à 50 dB HL) ou les ASSR.

Chez les patients atteints de perte auditive, il se peut que l'onde I soit absente. Chez ces patients, la détermination de l'IPL n'est pas possible et les troubles neuronaux ne peuvent donc pas être évalués de manière fiable. Le placement correct des électrodes est crucial pour obtenir des patterns PEA optimaux. Étant donné que les champs électromagnétiques ont un impact sur les PEA, il est essentiel de disposer de conditions de mesure adéquates. Des conditions de mesure appropriées sont présentes si les PEA sont mesurables jusqu'à 10 dB nHL chez un jeune patient normal.

Les applications cliniques des PEA sont les diagnostics topologiques, c'est-à-dire l'évaluation du traitement périphérique et central du son sur la voie auditive jusqu'au tronc cérébral inférieur, l'identification des troubles neuronaux sur la voie auditive (lésions du nerf vestibulocochléaire et du tronc cérébral inférieur: par exemple, neurinome acoustique, trouble neuronal), la détermination non spécifique des fréquences de la perte auditive dans la région des moyennes fréquences en utilisant des stimuli à large bande (Gorga *et al.*, 1985), et la détermination approximative de la perte auditive dans différentes régions de fréquences en utilisant des stimuli spécifiques aux fréquences. Malgré la basse spécificité de la fréquence, les PEA peuvent fournir un outil pour l'adaptation des aides auditives chez les enfants.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *PEA* dans l'écran de sélection de modules. Si plus d'un test PEA est autorisé, *PEA* peut être trouvé dans la section *PEA*. Sélectionnez le pré réglage que vous souhaitez effectuer. Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, le type de stimulus, la polarité du stimulus, le bruit de masquage controlatéral, le niveau de stimulus, la vitesse du stimulus, le nombre de moyennages, le critère d'arrêt du bruit, l'étalement du spectre, la procédure automatique, l'arrêt automatique, le groupe d'âge pour les zones de latence normative) et le nom du pré réglage selon les besoins.

Les différentes options de paramètres et les applications possibles sont expliquées ci-après :

Type de stimulus:

- Un clic à faible taux de stimulation (≤ 20 Hz) engendre des ondes I, III et V propres et peut être utilisé pour obtenir des informations sur l'amplitude et la latence. Utilisez les clics lorsque les problèmes neurologiques ou l'évaluation de l'IPL est nécessaire. En raison de la faible spécificité en fréquence, les seuils ne peuvent être évalués que de manière qualitative. Pour

le dépistage auditif, les mesures de click-PEA sont effectuées en utilisant un niveau de dépistage fixe (par exemple 35 dB nHL).

- Le chirp engendre des amplitudes de réponse plus élevées que le clic pour les ondes III et V. En revanche, l'onde I est généralement difficile à identifier. Utilisez les chirps pour déterminer le seuil d'audition, car seule l'onde V est évaluée.
- Les chirps à bande étroite (basse, moyenne, haute) fournissent des informations de latence et sont plus spécifiques à la fréquence que les stimuli à large bande (clic, chirp à large bande). Ils peuvent donc être utilisés pour déterminer le seuil auditif plus spécifique à une fréquence donnée. Cependant, l'amplitude de la réponse est généralement plus faible que pour les stimuli à large bande, de sorte que la réponse est plus difficile à détecter dans le domaine temporel. Veuillez noter que, pour les fréquences basses et moyennes, un bruit de masquage ipsilatéral est présenté afin de réduire les contributions de réponse provenant des régions cochléaires plus basales.
- Les tone bursts sont plus spécifiques en fréquence que les chirps à bande étroite mais produisent des amplitudes plus faibles (surtout à des niveaux inférieurs).

Polarité des stimuli:

- La polarité alternée permet de réduire l'artefact de stimulation généré par le transducteur lui-même (particulièrement recommandé pour les mesures en conduction osseuse). La polarité alternée permet d'obtenir un pic d'onde V plus large et arrondi.
- La raréfaction et la condensation fournissent une réponse plus pointue et peuvent donner une amplitude plus élevée pour l'onde I. La différence de latence entre la condensation et la raréfaction est presque identique chez les adultes entendants normaux. Cependant, les réponses aux clics de condensation et de raréfaction peuvent différer considérablement chez les patients atteints d'une perte auditive cochléaire.

Mode taux:

- S'il est activé, le test peut être effectué pour un niveau de stimulus fixe à des vitesses de stimuli multiples.

Bruit de masquage:

- Le masquage controlatéral est recommandé en cas d'asymétrie significative de la perte auditive entre les oreilles, c'est-à-dire pour des différences d'environ 30 à 40 dB (casque) ou 50 à 60 dB (inserts). Si un vibreur osseux est utilisé, l'application du bruit controlatéral est essentielle.

Niveau de stimulation :

Jusqu'à huit niveaux de stimulus (y compris les répétitions) peuvent être préconfigurés. Les niveaux de stimuli sont donnés en dB nHL, c'est-à-dire par rapport au seuil d'audition d'un collectif de patients entendants normaux, qui est défini comme 0 dB nHL. Un niveau de stimulus peut être répété jusqu'à trois fois. Un stimulus muet est disponible pour des mesures comparatives. Les mesures commencent au niveau le plus élevé. L'écart-type de la latence est généralement plus faible et l'amplitude des ondes est plus élevée à des niveaux de stimulus plus élevés. À des niveaux de stimulus plus faibles, l'onde I (à environ 60 dB nHL) et l'onde III (à environ 30 dB nHL) disparaissent. En mode taux, un seul niveau de stimulus peut être réglé.

Taux de stimulation :

Plus la vitesse de stimulation est élevée, plus l'amplitude de la réponse est faible (notamment pour I à IV et pour des niveaux élevés) et plus la latence est longue. Le décalage de latence dû au taux de stimulation est compensé sur l'appareil et n'est donc pas visible dans le graphique des résultats. Des taux plus élevés améliorent l'efficacité de la collecte des données en réduisant le temps de mesure à un nombre fixe de moyennages, mais compromettent l'identification d'une réponse, en particulier dans certains cas pathologiques. Les ondes I et III peuvent disparaître à des taux de stimulation supérieurs à 50 Hz. Si on veut évaluer toutes les ondes (par exemple pour des diagnostics neurologiques), il convient d'utiliser des taux de stimulation bas. Pour la détermination du seuil PEA, des taux de stimulation plus élevés peuvent également être utilisés. Les fréquences 50 et 60 Hz ne sont pas des taux de stimulation disponibles car ce sont des fréquences typiques du réseau électrique. En appuyant sur la case de taux de stimulation, un taux de stimulation défini par l'utilisateur peut être entré. L'intervalle inter-stimulus qui en résulte est affiché sur l'écran des paramètres. En mode taux, il est possible de sélectionner jusqu'à huit vitesses de stimulation (y compris les répétitions).

Nombre de moyennages:

Dans des conditions de mesure fixes, avec un nombre de moyennages augmenté, le bruit de fond diminue (un nombre de moyennages augmenté d'un facteur quatre réduit le bruit de moitié), mais la durée de la mesure augmente. Le temps par traçage et le temps total de mesure sont indiqués sur l'écran de paramétrage.

Étalement du spectre :

S'il est activé, la vitesse de stimulation est légèrement modifiée afin de réduire l'influence des interférences électriques synchronisées avec le taux de stimulation. De plus, on sait que l'amplitude PEA diminue à un taux de stimulation constant en raison de l'adaptation. L'activation de cette option est toujours recommandée. Veuillez noter que l'option d'étalement du spectre est toujours active pour les taux de stimulation supérieurs à 70 Hz et pendant la stimulation binaurale pour découpler les réponses des deux canaux.

Détection automatisée de l'onde V :

Si elle est activée, l'apparition d'une onde V statistiquement valide est automatiquement détectée.

Amplitude minimale de l'onde V :

Si l'option de *Détection automatisée de l'onde V* est activée, l'amplitude minimale de l'onde V, qui doit être disponible pour marquer une onde V reconnue comme valide, peut être sélectionnée.

Progression automatique :

Si activé, l'enregistrement d'un tracé est arrêté dès qu'une onde V statistiquement valide est détectée pour le tracé donné. Le test se poursuit ensuite avec l'enregistrement de le tracé suivante. Veuillez noter que cette option n'est disponible que si l'option de *Détection automatisée de l'onde V* est activée.

Arrêt automatique :

Si activé, le test s'arrête si, pour deux tracés consécutifs, aucune onde V statistiquement valable n'a pu être détectée. Veuillez noter que cette option n'est disponible que si l'option de *Détection automatisée de l'onde V* est activée.

Critère d'arrêt du bruit :

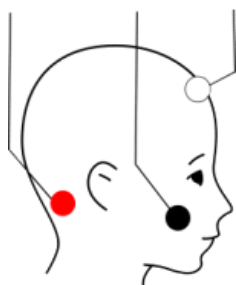
Si activé (c'est-à-dire si le critère d'arrêt du bruit est >0 nV), l'enregistrement d'une trace est arrêté dès que le bruit résiduel passe en dessous du bruit de fond défini et qu'aucune réponse n'est détectée. Par conséquent, si elle est activée, cette option accélère l'enregistrement au cas où aucune réponse n'est présente.

Groupe d'âge (pour les latences normales) :

Sélectionnez le groupe d'âge approprié correspondant à l'âge du patient testé.

Avant le début du test, le patient doit être informé de la procédure à suivre. Afin de réduire les artefacts musculaires, le patient doit être calme et totalement détendu, confortablement allongé sur un fauteuil ou un lit. Il est également recommandé que le patient garde les yeux fermés pendant la mesure pour réduire les artefacts, par exemple en raison des clignements d'yeux. Pour les bébés, essayez de tester le patient pendant son sommeil. Afin de réduire les artefacts environnementaux, effectuez la mesure dans une pièce à faible rayonnement électromagnétique, c'est-à-dire dans une cabine métallique blindée électriquement ou dans toute autre pièce sans appareils électriques sous tension (par exemple, ordinateur, lumière, téléphone, téléphone portable, transformateur) à proximité de l'équipement de mesure. Une cabine blindée acoustiquement ou une pièce calme est recommandée si la mesure PEA est appliquée pour la détermination du seuil à de faibles niveaux de pression acoustique.

Assurez-vous qu'un transducteur valide (par exemple, un casque, inserts, une sonde auriculaire, un vibreur osseux) et un câble d'électrode sont connectés. Veillez à ce que la peau soit propre aux endroits prévus pour les électrodes. Le cas échéant, nettoyez soigneusement la peau (par exemple à l'aide d'un gel de préparation de la peau) afin d'éliminer la saleté, l'huile et les peaux mortes superficielles. Choisissez des électrodes appropriées et fixez-les sur la peau du patient. Un gel électrolytique peut être mis sur le contact de l'électrode afin d'améliorer la conductivité de la couche de peau, ce qui augmente efficacement la surface de l'électrode. Fixez les pinces du câble d'électrode à l'électrode appropriée. L'électrode blanche et l'électrode rouge sont les électrodes d'enregistrement, l'électrode noire est l'électrode de masse. Ne placez pas l'électrode de masse près du cœur pour éviter d'induire des ondes d'électrocardiographie (ECG). Il existe plusieurs possibilités pour placer les électrodes. La position des électrodes affecte la morphologie et la latence de la forme d'onde. La meilleure position des électrodes pour obtenir des amplitudes d'ondes maximales est le vertex (électrode blanche) et la mastoïde ipsilatérale (électrode rouge) comme le montre la *Figure 48* (montage vertical).



Electrode blanche:

- Vertex ou haut du front

Electrode rouge:

- Mastoïde ipsilatérale (pour l'enregistrement monaural)
- Nuque (pour l'enregistrement binaural séquentiel ou simultané, pour l'enregistrement de la conduction osseuse si le vibreur osseux est placé sur la mastoïde)

Electrode noire (masse):

- par exemple la joue

Figure 48: Positionnement des électrodes PEA avec montage vertical

En alternative à la position du vertex, la position du haut du front est possible pour l'électrode blanche. Cependant, dans ce cas, l'amplitude PEA diminue légèrement. Malgré ce fait, le front est préféré en pratique, surtout chez les patients où la position de l'électrode au vertex est peu pratique à cause des

cheveux. L'amplitude de l'onde I peut être plus importante dans un montage horizontal (électrode blanche : mastoïde ipsilatérale ; électrode rouge : mastoïde controlatérale) que dans le montage vertical standard.

Sélectionnez l'oreille à tester (*Droite + Gauche* : mesure simultanée de l'oreille droite et gauche - veuillez noter que dans ce cas, un montage symétrique des électrodes est recommandé et qu'aucun bruit de masquage controlatéral n'est disponible). La mesure de l'impédance de l'électrode commence (voir *Figure 49*). L'impédance de l'électrode dépend du matériau de l'électrode et de la surface avec laquelle elle est en contact. L'impédance est indiquée pour l'électrode rouge et blanche, respectivement, par rapport à l'électrode noire ①. Le test PEA peut être lancé en appuyant sur le bouton *play* ② si les impédances sont inférieures à 6 kΩ et si la différence entre les impédances des électrodes rouge et blanche est inférieure à 3 kΩ. Si vous n'appuyez pas sur le bouton *lecture* pendant un certain temps, un message apparaît pour vous rappeler de lancer la mesure en appuyant sur le bouton *play*. Il est possible de configurer un démarrage automatique du test PEA après que les impédances adéquates sont disponibles dans les *Préférences PEA*. La mesure est alors automatiquement lancée si les impédances sont inférieures à 4 kΩ et la différence d'impédance est inférieure à 2 kΩ. Toutefois, dans certains cas, ces impédances peuvent ne pas être obtenues (par exemple, chez les jeunes enfants, il peut être impossible de nettoyer la peau car l'enfant se réveillerait quand on lui frotte la peau) et un test PEA doit être effectué malgré les conditions de test non idéales. Dans ces cas, un bouton *continuer* ③ apparaît si les impédances sont inférieures à 12 kΩ et la différence d'impédance est inférieure à 6 kΩ. Si les impédances sont moins bonnes, aucun test PEA n'est possible. Veuillez noter que chez les nouveau-nés, l'impédance peut être plus élevée en raison de la sensibilité de la peau. Si les impédances sont trop élevées, vérifiez le câble de l'électrode (voir *Utilisation pratique* dans la section *3.2.5 : Vue d'ensemble : Potentiels évoqués auditifs (PEA)*) et nettoyez la peau, utilisez un gel conducteur et attendez quelques minutes que le gel s'infilte dans la peau.



Figure 49: Mesure de l'impédance PEA (à gauche : bonnes impédances avec le bouton play ; au milieu : bonnes impédances avec le bouton play et un rappel pour démarrer le test en appuyant sur le bouton play ; à droite : mauvaises impédances avec le bouton continuer)

Lorsque vous effectuez un test PEA avec une sonde auriculaire, les informations concernant l'étalonnage de la sonde auriculaire ① et la mesure de l'impédance ② sont affichées à l'écran (voir *Figure 50*). Vous pouvez configurer le mode d'affichage de l'étalonnage de la sonde auriculaire dans les *Préférences PEA* en mode *Simple* ou *Expert*. Si les résultats de la mesure d'impédance ou de

l'étalonnage de la sonde auriculaire ne sont pas entièrement valides, un bouton *continuer* peut apparaître afin de passer au test PEA. Pour plus d'informations sur l'étalonnage de la sonde auriculaire, les critères pour passer et les différences dans le mode d'affichage de l'étalonnage, veuillez vous référer à la section 3.2.3 : *Otoémissions acoustiques évoquées transitoires (OEAET)*.

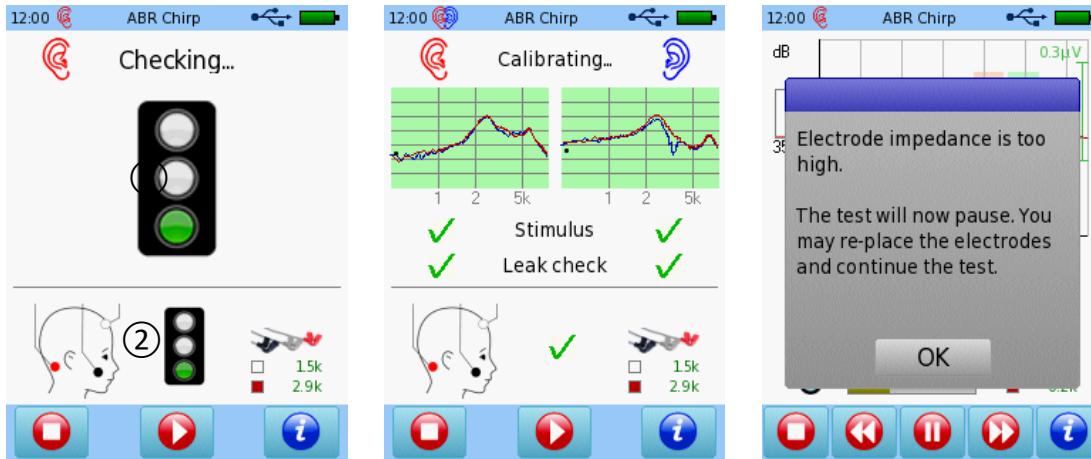


Figure 50: Mesure de l'impédance PEA et étalonnage de la sonde auriculaire (à gauche : bonnes impédances et ajustement de la sonde auriculaire (mode simple) ; au milieu : bonnes impédances et ajustement de la sonde auriculaire (test binaural, mode expert ; à droite : mauvaise impédance pendant la mesure)

Une fois la mesure de l'impédance des électrodes réussie, vous pouvez lancer le test en appuyant sur le bouton *lecture* (ou *continuer*). Le stimulus PEA est présenté par le transducteur et la réponse est détectée par le câble de l'électrode. Pendant la mesure, on surveille l'impédance de l'électrode. Si les impédances deviennent trop élevées (par exemple, si une électrode est tombée), le test est automatiquement interrompu (voir Figure 50). Le test ne peut être poursuivi que si les impédances des électrodes reviennent à des valeurs tolérables.

Lors de la mesure PEA, les informations suivantes sont affichées à l'écran (voir Figure 51) :



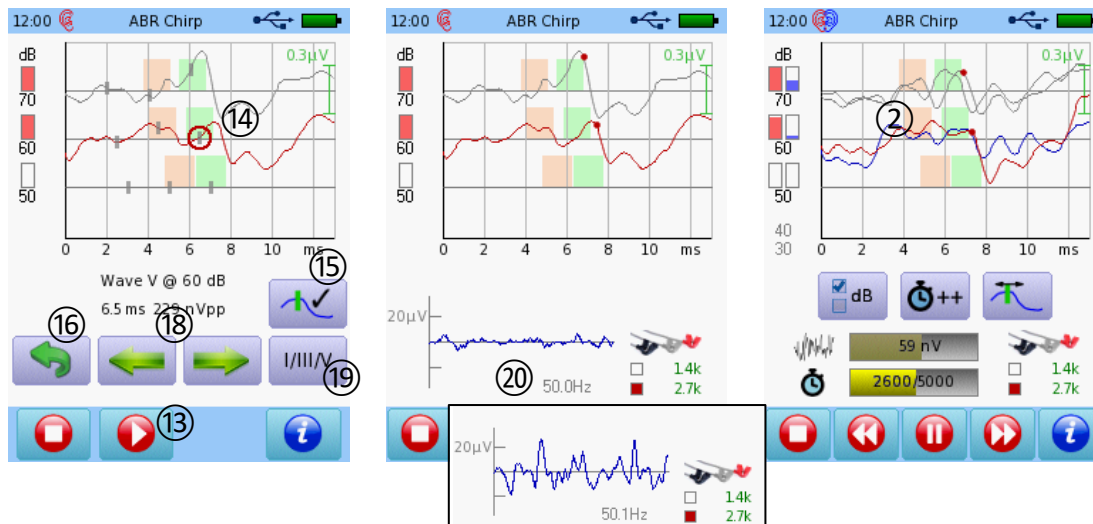


Figure 51: Mesure PEA (en haut à gauche : écran de mesure standard ; en haut au milieu : écran de mesure étendu ; en haut à droite : sélection du niveau (pour le mode taux : sélection du taux du stimulus) ; en bas à gauche : réglage du marqueur Jewett ; en bas au milieu : écran de mesure standard avec graphique du bruit EEG pour les conditions de bruit faible et élevé ; en bas à droite : écran de mesure standard pour la mesure binaurale)

Les tracés PEA sont affichés pour chaque niveau de stimulus sélectionné (pour le mode taux : pour chaque taux de stimulus sélectionné). Dans l'écran de mesure standard, un maximum de trois tracés est affiché en même temps. Le tracé actuellement testé est affiché en rouge (oreille droite) et/ou en bleu (oreille gauche) ②. Les tracés déjà terminés sont grisés. Les données normatives pour l'onde III (zone rouge) et V (zone verte) sont affichées si elles sont configurées dans les paramètres. En appuyant sur la zone du graphique, une vue étendue de jusqu'à huit tracés est affichée. En appuyant à nouveau sur le graphique, on revient à l'écran de mesure standard avec trois tracés. En faisant glisser un doigt horizontalement sur l'axe du temps de la zone graphique des tracés PEA, l'échelle de temps peut être adaptée. En faisant glisser un doigt verticalement sur la zone du graphique, l'échelle d'amplitude peut être adaptée. Si la détection automatisée de l'onde V est activée, l'indicateur d'état de l'onde V ① reflète la probabilité statistiquement calculée qu'une onde V soit présente dans le signal enregistré. Pour les mesures binaurales, la barre rouge se rapporte à l'oreille droite, la barre bleue à l'oreille gauche. Si une onde V statistiquement significative est détectée, un point rouge ou bleu est affiché sur le tracé pour l'oreille droite ou l'oreille gauche, respectivement. Veuillez noter que l'indicateur d'état de l'onde V représente uniquement la détectabilité statistique d'un signal d'onde V et ne tient pas compte de l'amplitude ou de la latence normale.

Lors d'une mesure PEA, la sélection du niveau préconfiguré peut être adaptée en appuyant sur le bouton *réglage du niveau* ③ (pour le mode taux, les taux de stimulation préconfigurés peuvent être adaptés à la place). Une matrice de niveaux s'ouvre et les niveaux sélectionnés sont affichés. Les niveaux déjà testés sont grisés. L'écran de configuration des niveaux peut être quitté en appuyant sur le bouton *retour* ⑬ (sans sauvegarder les changements) ou sur le bouton *OK* ⑭ (en sauvegardant les changements). En outre, le nombre de moyennages préconfigurés peut être augmenté de 1000 pour le tracé actuel en appuyant sur le bouton *d'augmentation des moyennages* ④. Les marqueurs Jewett peuvent être réglés pour le tracé actif en cours en appuyant sur le bouton du *mode marqueur Jewett* ⑤. Au départ, tous les marqueurs sont affichés en gris. Le marqueur actif est indiqué par un cercle ⑭. Le marqueur actif peut être déplacé en appuyant sur les boutons *flèche droite/gauche* ⑮ et peut

être réglé en appuyant sur le bouton de *réglage marqueur* (15). Le marqueur est alors affiché en rouge ou en bleu (pour l'oreille droite ou gauche, respectivement). Lorsque vous déplacez le marqueur, il redevient gris. Vous pouvez choisir quel marqueur Jewett (V, III et I) doit être réglé en appuyant sur le bouton de *sélection du marqueur Jewett* (19). Le mode marqueur Jewett peut être quitté en appuyant sur le bouton *retour* (16).

La barre de bruit EEG (6) représente le bruit biologique et externe qui est un indicateur de l'adéquation des conditions de mesure. Lorsque les conditions de mesure sont bonnes, la barre de bruit EEG doit rester verte. Lorsque le bruit augmente, la barre de bruit EEG devient progressivement jaune et rouge, ce qui indique que les artefacts biologiques et externes peuvent être trop élevés, c'est-à-dire que le patient peut ne pas être assez calme et détendu (par exemple, avaler, bouger, mâchoire/dents serrées), ou que le rayonnement électromagnétique peut être trop important. En appuyant sur la barre de bruit EEG, un graphique de bruit EEG (20) s'affiche. Vous pouvez revenir à l'affichage de la barre de bruit EEG en appuyant sur le graphique du bruit EEG. La barre de progression (7) indique l'avancement de la mesure au niveau du tracé actif. Si la barre est pleine, la mesure pour le tracé en cours est terminée, c'est-à-dire que le nombre de moyennages défini par l'utilisateur est atteint. Selon les paramètres, une mesure peut être terminée avant que le nombre de moyennages n'ait été atteint, par exemple si la fonction *Auto Proceed* ou *Noise Stop Criterion* est active. L'impédance de l'électrode (8) est régulièrement mise à jour pendant la mesure et la mesure est interrompue si l'impédance devient trop élevée. Le test peut être mis en pause manuellement (11), poursuivi après une pause (13), ou arrêté (9). De même, une mesure en cours peut être redémarrée (10) ou sautée (12).

Une fois le test terminé, le résultat des PEA est affiché (voir *Figure 52*). Les tracés PEA enregistrés (2) sont affichés pour chaque niveau de stimulus ainsi que les zones normatives si un groupe d'âge de données normatives a été configuré. Si la détection automatisée de l'onde V a été activée, l'onde V estimée est affichée sous la forme d'un point sur le tracé. La validité statistique de l'onde V est également indiquée dans l'indicateur d'état de l'onde V (1). Après le réglage des marqueurs Jewett, le nom de l'onde (I, III et V) est affiché aux marqueurs respectifs (3). La résolution de l'axe d'amplitude peut être modifiée en faisant glisser un doigt vers le haut (zoom avant) ou vers le bas (zoom arrière) sur l'écran graphique des résultats. La résolution de l'axe des temps peut être modifiée en faisant glisser un doigt vers la droite (zoom avant) ou vers la gauche (zoom arrière) sur l'axe des temps de l'écran graphique des résultats. Veuillez noter que les retards de signal pour les inserts et pour les différentes vitesses de stimulation sont compensés.

Les latences des ondes I, III et V peuvent être ajustées par l'utilisateur sur l'écran du marqueur Jewett (4). Le marqueur actuellement actif est indiqué par un cercle. Le tracé peut être sélectionné à l'aide des boutons *haut/bas* (5). Le marqueur actif peut être déplacé le long du tracé sélectionné à l'aide des boutons *flèche droite/gauche* (6) et peut être réglé en appuyant sur le bouton *réglage marqueur* (7). Pendant le déplacement du marqueur, celui-ci est gris. Lorsqu'on le règle, le marqueur devient rouge ou bleu (pour l'oreille droite ou gauche, respectivement). Veuillez noter que l'ordre des marqueurs est toujours conservé avec une distance minimale de 0,5 ms (par exemple, lorsque vous déplacez le marqueur Jewett I vers la droite, le marqueur Jewett III sera également déplacé dès que le marqueur Jewett I atteindra le marqueur Jewett III). La latence correspondant au marqueur actif et l'amplitude résultante sont indiquées sous forme de valeur numérique sous le graphique des tracés PEA. Vous pouvez choisir le marqueur Jewett (I, III ou V) que vous souhaitez modifier en appuyant sur le bouton de *sélection du marqueur Jewett* (8). Si un marqueur a été modifié, un bouton *OK* (13) apparaît au le

pied de page. Lorsque vous quittez l'affichage des résultats, les modifications peuvent être acceptées en appuyant sur le bouton **OK** (13) ou rejetées en appuyant sur le bouton **retour** (12).

En faisant glisser un doigt de droite à gauche sur l'écran de résultats, vous pouvez passer à d'autres vues de résultats. Les trois écrans présentent un diagramme niveau-latence (onde V: cercles, onde III: triangles, onde I: carrés) (9), les valeurs numériques des amplitudes, des latences et des latences intercrêtes ainsi que d'autres informations liées au test (telles que les impédances, le nombre de moyennages et le bruit pour chaque tracé) (10), et des informations générales sur le transducteur utilisé et les réglages (comme les moyennages, le taux de stimulation, le type de stimulation, les options de test, le groupe d'âge de la zone normative et le temps total) (11). Afin de garantir des conditions de mesure adéquates, le bruit devrait être <100 nV après 2000 moyennages. Lorsque les moyennages augmentent, le bruit diminue (par exemple < 70 nV après 4000 moyennages, < 50 nV après 8000 moyennages).

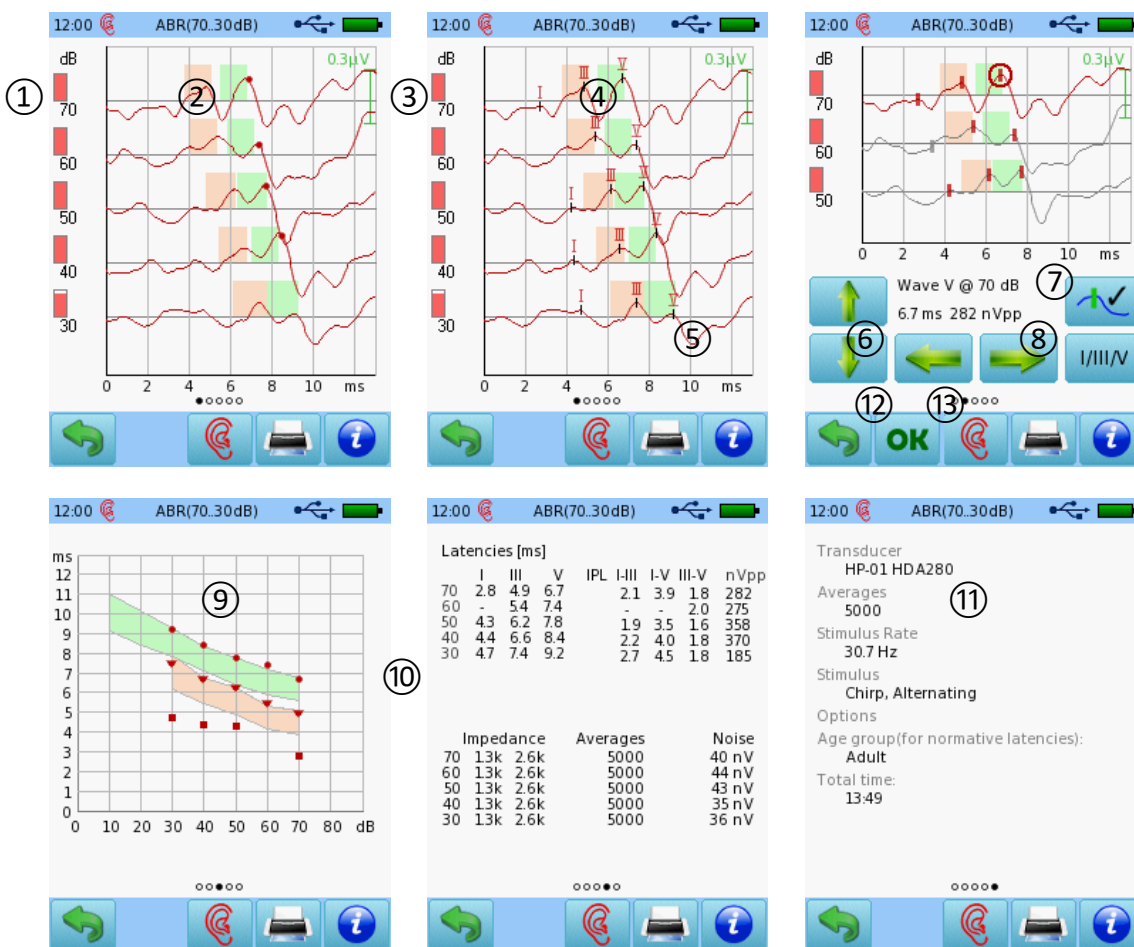


Figure 52: Résultat PEA (en haut à gauche : tracés avec l'onde V estimée ; en haut au milieu : tracés avec les ondes I, III et V confirmées ; en haut à droite : (en haut à gauche : tracés avec onde estimée V ; en haut au milieu : tracés avec ondes confirmées I, III et V ; en haut à droite : réglage du marqueur Jewett ; en bas à gauche : diagramme de latence ; en bas au milieu : données de mesure ; en bas à droite : informations générales sur le test).

Pour les répétitions de niveau, il existe des options supplémentaires pour présenter les tracés PEA. Elles peuvent être affichées triées par temps (ordre de test) ou par niveau et les tracés PEA du même niveau peuvent être affichés de manière résumée ou peuvent être superposés afin d'évaluer la

répétabilité d'une réponse PEA pour un niveau donné. Les options disponibles sont illustrées dans la Figure 53:

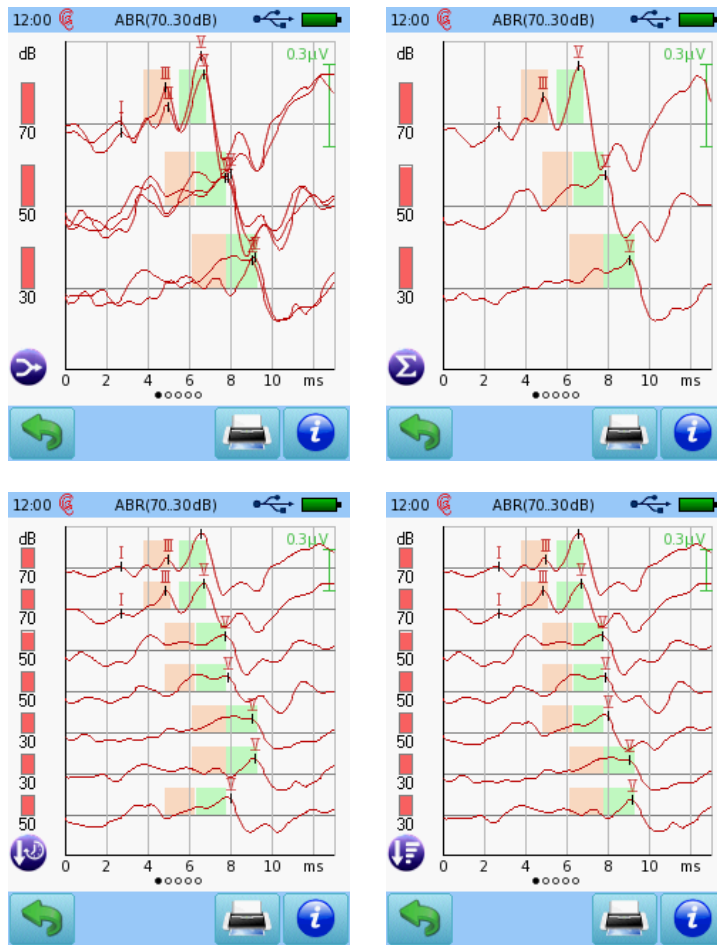


Figure 53: Options de résultats PEA pour les niveaux répétés (en haut à gauche : superposition des tracés des mêmes niveaux ; en haut à droite : affichage des tracés additionnés pour les mêmes niveaux ; en bas à gauche : affichage des tracés dans l'ordre du test ; en bas à droite : affichage des tracés triés par niveau)

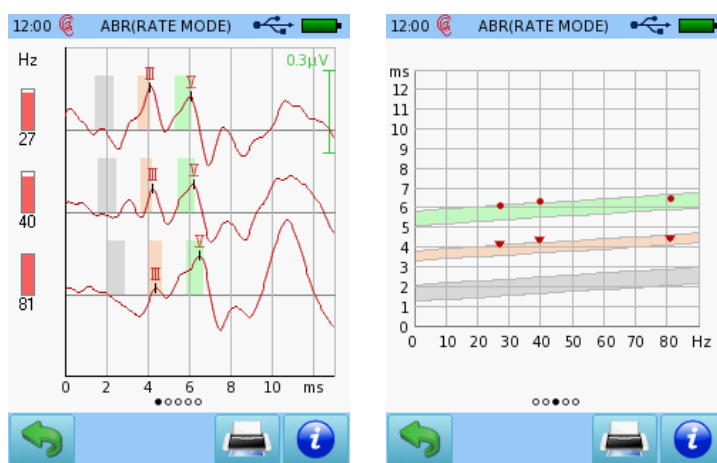


Figure 54: Résultat des PEA pour le mode taux (à gauche : tracés avec les ondes III et V confirmées ; à droite : diagramme du taux de stimulation en fonction de la latence)

Si le mode taux a été sélectionné, des tracés sont affichés pour chaque taux de stimulation testé (au lieu du niveau de stimulus comme dans le mode standard) et un diagramme taux de stimulus / latence est disponible (au lieu d'un diagramme niveau-latence) (voir *Figure 54*). La présentation de base des vues de résultats en mode taux est similaire à celle des vues de résultats en mode standard.

Pour l'interprétation des résultats PEA, les exemples de cas suivants peuvent être considérés (voir *Figure 55* à *Figure 58*):

- **Patient ayant une audition normale** (voir *Figure 55*) : Les PEA avec des stimuli à large bande sont généralement mesurables jusqu'à environ 10 dB nHL chez un patient normo entendant. La latence de l'onde V augmente et l'amplitude de l'onde V diminue avec la diminution du niveau du stimulus. Les latences de l'onde V se situent dans la plage normale lorsqu'un groupe d'âge approprié a été sélectionné.

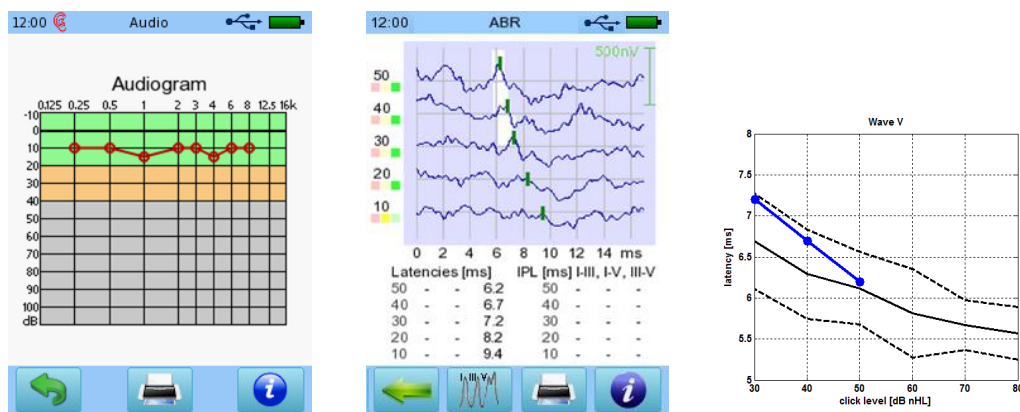


Figure 55: Exemple de résultat PEA pour un patient normo entendant (à gauche : audiogramme ; au milieu : tracés PEA ; à droite : fonction de niveau / latence)

- **Perte auditive de transmission** (voir *Figure 56*) : Chez un patient souffrant de perte auditive de transmission, le niveau de stimulus efficace diminue. En conséquence, les latences et les amplitudes de toutes les ondes sont modifiées. Cela inclut le fait que la latence de l'onde V augmente généralement en dehors de la plage de latence normale. Les ondes antérieures à l'onde V sont souvent indétectables. La latence intercrêtes n'est pas affectée. Dans le cas d'une perte auditive de transmission avec un audiogramme plat, la fonction niveau-latence est décalée le long de l'axe des niveaux selon la quantité de la composante transmissionnelle. Le seuil PEA est atteint aux niveaux de stimulus correspondant à la perte auditive aux fréquences moyennes à élevées.

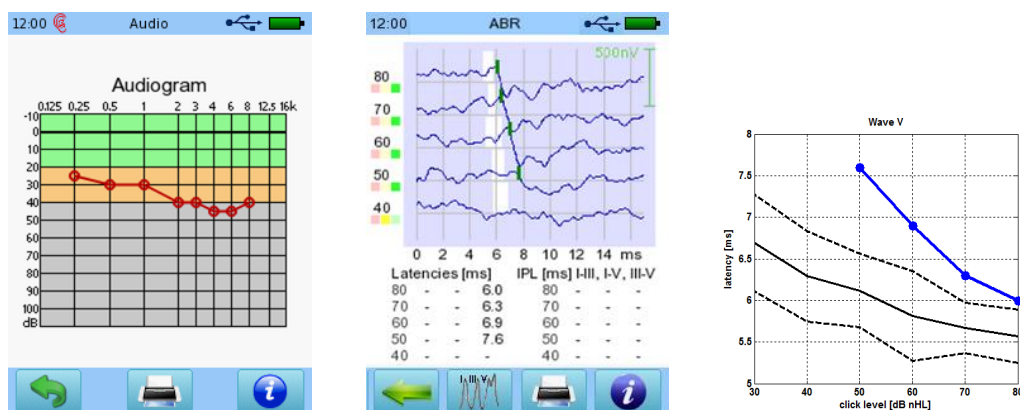


Figure 56: Exemple de résultat PEA pour un patient avec perte auditive de transmission (à gauche : audiogramme ; au milieu : tracés PEA ; à droite : fonction de niveau / latence)

- **Perte auditive cochléaire** (voir Figure 57) : L'effet global dépend de la gravité et de la configuration de la perte auditive, ainsi que de la composition fréquentielle du stimulus. Les latences de l'onde V sont essentiellement équivalentes à celles recueillies chez les patients normo entendants, à condition que les stimuli soient au moins 20 dB au-dessus du seuil de 4 kHz, que la configuration de la perte auditive ne soit pas fortement inclinée et que sa gravité soit légère à modérée. La latence intercrêtes I-V est normale. Les fonctions latence-niveau pour ces patients convergent vers celles des patients normo entendants à des niveaux de stimulus élevés.

Exemple 1 : réponses PEA chez un patient souffrant d'une perte auditive cochléaire modérée dans les hautes fréquences (clic, taux de stimulation : 20 Hz) : par rapport à un patient normal, les PEA apparaissent avec une amplitude plus faible et une latence de l'onde V légèrement augmentée. Le seuil des PEA est atteint à des niveaux de stimulus correspondant à la perte auditive dans les moyennes et hautes fréquences. La prolongation de la latence à des niveaux de stimuli faibles correspond au temps de propagation de l'onde progressive le long de la partie basale non fonctionnelle de la cochlée à ces niveaux.

Exemple 2 : réponses PEA chez un patient souffrant d'une grave perte auditive cochléaire dans les hautes fréquences (clic, taux de stimulation : 20 Hz) : Le seuil PEA est atteint à des niveaux de stimulus correspondant à la perte auditive dans les hautes fréquences. Les seuils de basses fréquences ne peuvent pas être évalués en raison de la faible synchronisation de l'activité des fibres nerveuses dans la région apicale de la cochlée.

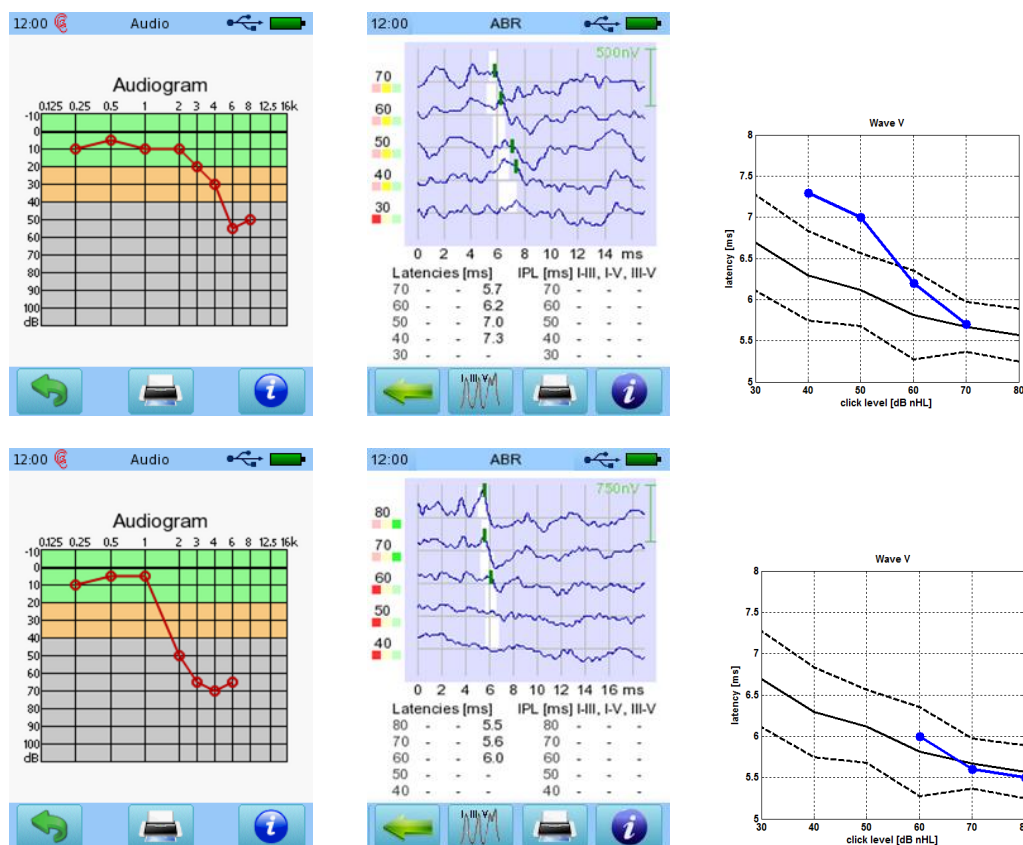


Figure 57: Exemples de résultats PEA pour les patients avec perte auditive cochléaire (en haut : exemple de cas 1 ; en bas : exemple de cas 2) (à gauche : audiogramme ; au milieu : tracés PEA ; à droite : fonction niveau-latence).

- **Perte auditive rétro-cochléaire** (voir Figure 58) : réponses PEA chez un patient souffrant de troubles neuraux (clic, taux de stimulation : 10 Hz) : la réponse PEA est différente de celle des patients normaux et des patients atteints de perte auditive cochléaire ou de perte auditive de transmission en ce qui concerne la latence intercrêtes I-V (IPL). La latence intercrêtes I-V est prolongée (4,4 ms) en raison d'un temps de transmission neuronale réduit entre la cochlée et le tronc cérébral dépassant l'intervalle I-V normal (femme : $3,8 \pm 0,2$ ms ; homme : $4,0 \pm 0,2$ ms). Si les données des deux oreilles sont disponibles, les différences de latence entre les ondes V interaurales peuvent être évaluées (non illustrées). Les différences de latence de l'onde V ne doivent pas dépasser 0,3 à 0,4 ms entre les oreilles s'il n'y a pas d'asymétrie interauriculaire distincte dans la perte auditive.

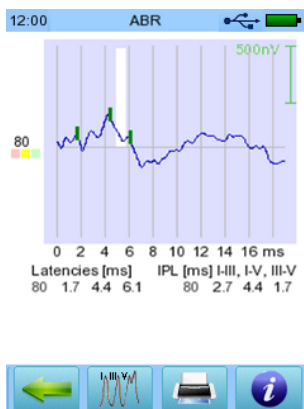


Figure 58: Exemple de résultat PEA pour un patient présentant une perte auditive rétro-cochléaire

PEA Rapide

Une alternative au module PEA standard est fournie sur Sentiero Advanced, principalement à des fins de dépistage. Sélectionnez *PEA Rapide* dans l'écran de sélection de modules. Si plus d'un test PEA est autorisé, *PEA Rapide* se trouve dans la section *PEA*. Si nécessaire, modifiez les paramètres. Les options de paramètres sont réduites par rapport au module PEA standard et ne fournissent qu'une sélection du niveau de stimulus et de la tranche d'âge de latence normative. Les niveaux de stimulus sont donnés en dB eHL, ce qui représente un *niveau d'audition estimé* avec $\text{dB eHL} = \text{dB nHL} + 10 \text{ dB}$. Le décalage a été choisi sur la base de l'expérience selon laquelle les PEA ne peuvent généralement être enregistrés que jusqu'à 10 dB au-dessus du seuil d'audition. Par conséquent, en introduisant le décalage supplémentaire, le seuil de détection PEA typique pour les patients normo entendants est considéré comme étant atteint à 0 dB eHL. Une configuration de stimulus fixe (taux de stimulation, polarité du stimulus, nombre de moyennages) est appliquée. Dans le module *PEA Rapide*, l'algorithme de détection statistique vérifie l'onde V uniquement dans la zone de latence normale, ce qui est différent du module PEA standard, qui vérifie une onde V dans un cadre temporel plus large incluant également les latences tardives.

Pour la préparation du patient (instruction, préparation de la peau et montage des électrodes), veuillez vous référer aux explications du module standard PEA. Assurez-vous qu'un transducteur valide (par exemple, un casque, des inserts, une sonde auriculaire) et un câble d'électrode sont connectés.

Sélectionnez l'oreille à tester (*Droite + Gauche* : mesure simultanée de l'oreille droite et de l'oreille gauche). La mesure de l'impédance de l'électrode commence. Si le test est effectué avec une ou deux sondes auriculaires, l'étalonnage de la sonde auriculaire démarre également. Pour plus d'informations sur la mesure de l'impédance et l'étalonnage des sondes auriculaires, veuillez vous reporter aux explications du module PEA standard. Une fois la mesure de l'impédance des électrodes réussie, vous pouvez lancer le test en appuyant sur le bouton *play* (ou *continuer*). Pendant la mesure *PEA Rapide*, les informations suivantes s'affichent à l'écran (voir *Figure 59*).

Le tracé PEA enregistrée est tracée pour le niveau de stimulus sélectionné ①. Le niveau de stimulus est affiché sous le graphique du tracé PEA. Les données normatives pour l'onde III (zone rouge) et V (zone verte) sont affichées si elles sont configurées dans les paramètres. En faisant glisser un doigt verticalement sur la zone du graphique, l'échelle d'amplitude peut être adaptée. L'indicateur de validité de l'onde V ② reflète la probabilité statistiquement calculée qu'une onde V avec une latence normale soit présente dans le signal enregistré. Pour les mesures binaurales, la barre rouge se rapporte à l'oreille droite, la barre bleue à l'oreille gauche. Si une onde V valide est détectée pour une oreille, une coche verte est affichée à la place de l'indicateur de validité de l'onde V.

La barre de bruit EEG ③ représente le bruit biologique et externe qui est un indicateur de l'adéquation des conditions de mesure. Lorsque les conditions de mesure sont bonnes, la barre de bruit EEG doit rester verte. Lorsque le bruit augmente, la barre de bruit EEG devient progressivement jaune et rouge, ce qui indique que les artefacts biologiques et externes peuvent être trop élevés, c'est-à-dire que le patient peut ne pas être assez calme et détendu (par exemple, avaler, bouger, mâchoire/dents serrées), ou que le rayonnement électromagnétique peut être trop important. La barre de progression ④ montre l'évolution de la mesure par rapport au nombre maximum de moyennages. Si la barre est pleine, la mesure est terminée. La mesure peut se terminer plus tôt si une réponse valide est détectée avant d'atteindre le nombre maximum de moyennages. L'impédance de l'électrode ⑤ est régulièrement mise à jour pendant la mesure et la mesure est interrompue si l'impédance devient trop élevée. Le test peut être mis en pause manuellement ⑦, poursuivi après une pause (le bouton *pause* devient le bouton *play* - non illustré sur la *Figure 59*), ou arrêté ⑥.

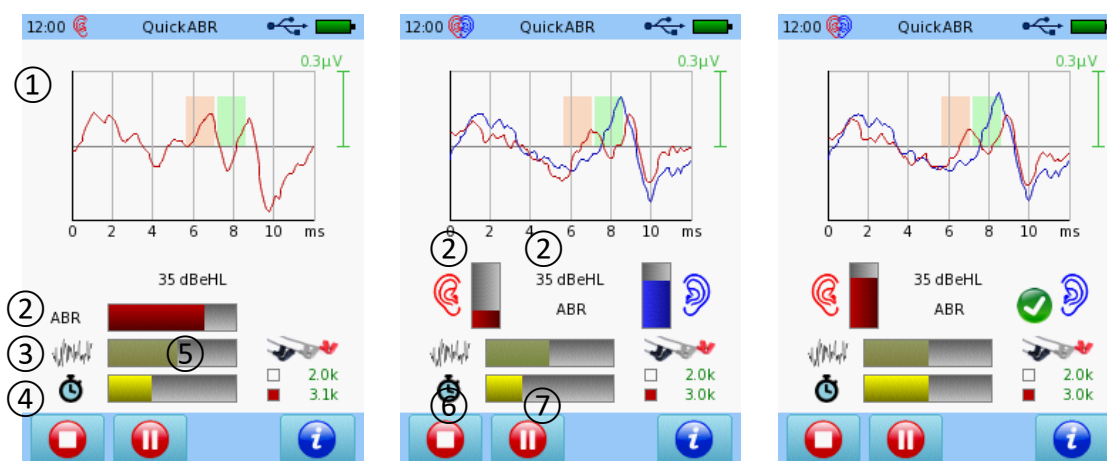


Figure 59: Mesure PEA Rapide (à gauche : monaural ; au milieu/droite : binaural)

Une fois le test terminé, le résultat du *PEA Rapide* est affiché (voir *Figure 60*). Le tracé PEA enregistré ① est affiché pour le niveau de stimulus sélectionné ainsi que les zones normatives si un groupe d'âge de données normatives est configuré. Le résultat global est indiqué par une coche verte ② (réponse valide) ou un symbole rouge ③ (réponse non valide). La résolution de l'axe des amplitudes peut être

modifiée en faisant glisser un doigt vers le haut (zoom avant) ou vers le bas (zoom arrière) sur l'écran graphique des résultats. Veuillez noter que les retards de signal pour des inserts sont compensés. Des informations supplémentaires sur le type et le niveau du stimulus appliqué, le nombre de moyennages, l'amplitude de l'EEG et l'impédance sont affichées en bas de l'écran des résultats ④.

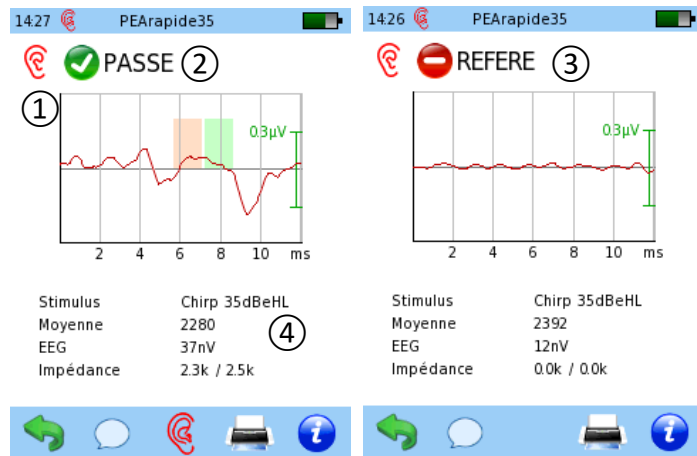


Figure 60: Résultat de PEA Rapide (à gauche : réponse valable ; à droite : aucune réponse valable)

PEA-E

Une autre version du module PEA standard est le module PEA-E, qui permet d'enregistrer les potentiels auditifs évoqués électriquement du tronc cérébral afin de déterminer si le nerf auditif répond de manière adéquate à la stimulation électrique.

Le module PEA-E permet de mesurer les réponses PEA chez les patients ayant un implant cochléaire. Le stimulus électrique est appliqué à partir d'un stimulateur externe, généralement un système d'adaptation de l'implant cochléaire (qui est fourni par le fabricant de l'implant cochléaire). Le stimulus électrique est transmis directement à la bobine de l'implant cochléaire où il est acheminé vers l'électrode de l'implant cochléaire et converti en une stimulation du nerf auditif. Les réponses PEA sont enregistrées à partir du cuir chevelu du patient via des électrodes de surface fixées au patient (comme pour un PEA normal). Les électrodes de surface sont fixées à un câble d'électrode, qui est connecté au Sentiero Advanced. Afin de synchroniser correctement les réponses, la séquence temporelle des stimuli doit être connue du côté de l'appareil. C'est pourquoi les impulsions de trigger des stimuli sont transférées du système d'adaptation de l'implant cochléaire à l'appareil de mesure.

Le module PEA-E de Sentiero Advanced permet de mesurer jusqu'à 15 tracés en un seul essai et offre une détection de réponse et le marquage du Jewett V automatisées. Les principes de base du fonctionnement des PEA sont les mêmes que pour le module ABR standard.

Sélectionnez *PEA-E* dans l'écran de sélection des modules. Si plus d'un test PEA est autorisé, *PEA-E* se trouve dans la section *PEA*. Sélectionnez le pré-réglage que vous souhaitez effectuer. Si nécessaire, modifiez les paramètres d'enregistrement (par exemple, détection automatisée de l'onde V, désactivation de la vérification de l'impédance pendant la mesure, options de trigger) et le nom du pré-réglage selon vos besoins. Les paramètres de stimulation doivent être configurés au niveau du système d'adaptation de l'implant cochléaire. Pour plus d'informations sur le système d'adaptation de l'implant cochléaire, veuillez consulter le manuel d'utilisation correspondant ou contacter le fabricant de l'implant cochléaire.

Avant le début du test, le patient doit être informé de la procédure à suivre. Assurez-vous que les conditions du test (position et relaxation du patient, montage des électrodes, conditions environnementales) sont appropriées et qu'un câble d'électrode valide est connecté au Sentiero Advanced. Pour plus d'informations, veuillez vous référer aux explications du module PEA standard. Veuillez également vous assurer que la configuration du stimulus sur le système d'adaptation de l'implant cochléaire est appropriée et qu'un transducteur adéquat est connecté au système d'adaptation de l'implant cochléaire.

Sélectionnez l'oreille à tester. La mesure de l'impédance de l'électrode commence (voir les explications du module PEA standard). Le test PEA peut être lancé en appuyant sur le bouton *play* si les impédances sont appropriées. Au démarrage du bouton *play*, l'appareil vérifie si l'entrée trigger est valide. Dès qu'un signal de trigger est reconnu, la mesure démarre de manière synchronisée avec le signal du trigger. Pendant la mesure, l'impédance de l'électrode est surveillée. Si au moins une des impédances devient trop élevée (par exemple, si une électrode est tombée), le test est automatiquement interrompu. Le test ne peut être poursuivi que si les impédances des électrodes reviennent à des valeurs tolérables.

Lors de la mesure PEA-E, les informations fournies à l'écran (voir *Figure 61*) sont similaires à celles de du PEA standard, c'est-à-dire que l'écran affiche les tracés PEA-E (la vue de tous les tracés apparaît lorsque l'on clique sur le graphique des tracés ; les tracés sont numérotés consécutivement), le bruit, la progression de l'enregistrement pour le tracé actuellement mesuré et les impédances des électrodes. Le tracé commence 1 ms avant le début du stimulus afin de montrer l'artefact électrique du stimulateur externe. Un tracé est terminé dès que la barre de progression est pleine, c'est-à-dire dès que le nombre de moyennages préconfiguré est atteint. La mesure est alors mise en pause. Après avoir établi la prochaine configuration de test sur le système d'adaptation de l'implant cochléaire, l'enregistrement peut être relancé sur Sentiero Advanced en appuyant sur le bouton *play*. Si elle est configurée, une pause de trigger entraîne automatiquement le passage à un nouveau tracé. L'enregistrement d'un tracé peut être sauté ou redémarré en appuyant sur le bouton *continuer* ou *retour*. Le nombre de moyennages pré-configurées peut être augmenté en appuyant sur le bouton d'augmentation des *moyennages*. Un graphique de bruit EEG peut être affiché en appuyant sur la barre EEG. Une fois le test terminé, un résultat PEAE est affiché de manière comparable au résultat PEA standard.

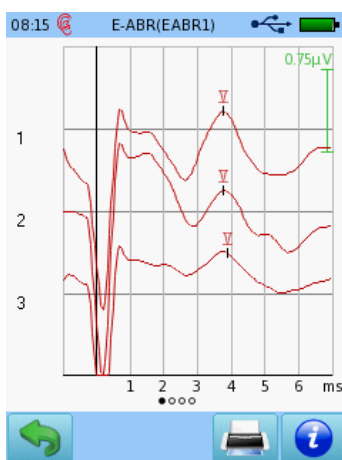


Figure 61: Mesure PEA-E

LITTERATURE

- American Speech-Language-Hearing Association (1987): Short latency auditory evoked potentials, online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.
- Barga GA (2015): Chirp-Evoked Auditory Brainstem Response in Children: A Review, *American Journal of Audiology* 24, p. 573-583
- Bell SL, Allen R, Lutman ME (2002): An investigation of the use of band-limited chirp stimuli to obtain the auditory brainstem response, *International Journal of Audiology* 41, p. 271-278
- Cebulla M, Stürzebecher E (2013): Detectability of newborn chirp-evoked ABR in the frequency domain at different stimulus rates, *International Journal of Audiology* 52, p. 698–705
- Crumly W (2011): Good practices in auditory brainstem response, part 1, online: <http://www.audiologyonline.com/articles/good-practices-in-auditory-brainstem-827>.
- Dau T, Wegner O, Mellert V, Kollmeier B (2000): Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar-membrane dispersion, *Journal of the Acoustical Society of America* 107(3), p. 1530-1540
- Durrant JD (1983): Fundamentals of sound generation, In: *Bases of auditory brainstem evoked responses* (editor: Moore EJ), Grune Stratton, p. 15-49.
- Elberling C, Don M, Cebulla M, Stürzebecher E (2007): Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay, *Journal of the Acoustical Society of America* 122, p. 2772-2785.
- Folsom RC (1984): Frequency specificity of human auditory brainstem responses as revealed by pure-tone masking profiles, *Journal of the Acoustical Society of America* 66, p. 919-914.
- Gorga MP, Worthington DW, Reiland JK, Beauchaine KA, Goldgar DE (1985): Some comparisons between auditory brainstem response thresholds, latencies, and the pure-tone audiogram, *Ear and Hearing* 6, p. 105-112.
- Hall, JW (2007): *New Handbook of Auditory Evoke Responses*, Pearson Education, Inc.
- Jewett DL, Williston JS (1971): Auditory evoked far fields averaged from the scalp of humans, *Brain* 94, p. 681-696.
- Lu TM, Wu FW, Chang H, Lin HC (2017): Using click-evoked auditory brainstem response thresholds in infants to estimate the corresponding pure-tone audiometry thresholds in children referred from UNHS, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 95, p. 57-62
- Mauldin L, Jerger J (1979): Auditory brain stem evoked responses to bone-conducted signals, *Archives of Otolaryngology* 10, p. 656-661.
- Miyamoto RT (1986): Electrically evoked potentials in cochlear implant subjects, *Laryngoscope* 96(2), p. 178-185.
- Mrowinski D (2009): Elektrische Reaktionsaudiometrie (in German: Electrical response audiometry), In: *Praxis der Audiometrie* (editors: Lehnhardt E, Laszig R), Thieme.
- Thieme, Stuttgart. Lehnhardt, E. und Laszig, R., p. 203-238.
- Picton TW, Hillyard SA (1974): Human auditory evoked potentials. II. Effects of attention, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 36, p. 191-200.
- Picton TW, Stapells DR, Campbell KB (1981): Auditory evoked potentials from the human cochlea and brainstem, *Journal of Otolaryngology* 9, p. 1-41
- Starr A, Amlie RN, Martin WH, Sanders S (1977): Development of auditory function in newborn infants revealed by auditory brainstem potentials, *Pediatrics* 60, p. 831-839.

3.2.7 Auditory Steady-State Responses (ASSR)

Les Auditory Steady-State Responses (ASSR) fournissent des informations quantitatives et spécifiques aux fréquences sur le traitement des sons dans le tronc cérébral et les régions sous-corticales (Picton *et al.* 2003 ; Herdman *et al.* 2003). Les ASSR sont déclenchées par des stimuli à bande étroite, c'est-à-dire un sinus modulé en amplitude (et en fréquence) ou un chirp à bande étroite, qui compense le retard sur la membrane basilaire. Par rapport à un sinus modulé, l'utilisation d'un chirp à bande étroite réduit la spécificité en fréquence mais augmente les amplitudes des réponses. En fonction des composantes de fréquence du stimulus, différentes régions de cellules sensorielles de la cochlée sont stimulées. En fonction de la fréquence de modulation (c'est-à-dire pour le sinus : taux de modulation de l'amplitude, pour le chirp : taux de répétition - dans ce qui suit, seul le terme taux de stimulation est utilisé), les neurones d'initiation sont activés dans différentes régions le long de la voie auditive. Le taux de stimulation est sélectionné de telle sorte que les réponses transitoires se chevauchent sur le lieu de génération, ce qui permet d'obtenir une réponse en état stationnaire. Les taux de stimulation typiques sont de 40 et 80 Hz. Les ASSR de 40 Hz sont principalement générés dans le sous-cortex auditif (Mäkelä *et al.*, 1987 ; Pantev *et al.*, 1996 ; Ross *et al.*, 2003), tandis que les ASSR de 80 Hz sont générés dans le tronc cérébral (Herdman *et al.*, 2002). Par rapport aux PEA transitoires, les ASSR de 40 Hz comprennent des composantes de réponse de latence précoce et moyenne, tandis que les ASSR de 80 Hz sont constitués de réponses de latence précoce (Mäkelä *et al.*, 1987). Les ASSR à 40 Hz sont affectés par la vigilance et conviennent donc aux patients éveillés et alertes (Galambos *et al.*, 1981), tandis que les ASSR à 80 Hz ne sont pas affectés par la vigilance et conviennent donc aux bébés et en général aux patients endormis (y compris les patients sédatisés et anesthésiés) (Levi *et al.*, 1983). Chez les nouveau-nés, les réponses de latence moyenne ne sont généralement pas disponibles, de sorte que l'amplitude des ASSR à 40 Hz est généralement réduite. En outre, le taux de stimulation optimal dépend également de la fréquence porteuse. Les amplitudes des réponses ASSR à 40 Hz augmentent avec la diminution de la fréquence porteuse (Rodriguez *et al.*, 1986, Picton *et al.*, 1987), tandis que les amplitudes des réponses ASSR à 80 Hz sont maximales aux fréquences porteuses moyennes entre 1 et 2 kHz (John *et al.*, 2001, Dimitrijevic *et al.*, 2002). Pour les fréquences à partir de 6 kHz, des taux de stimulation encore plus élevés jusqu'à 160 Hz peuvent être utilisés (Lodwig *et al.*, 2016). Avec l'augmentation du taux de stimulation, le bruit de fond pendant l'enregistrement de la réponse diminue. La réponse peut être détectée par des électrodes en champ lointain dans l'EEG sous la forme d'un signal sinusoïdal dont la fréquence suit le taux de stimulation. La réponse peut être analysée statistiquement dans le domaine fréquentiel (Stapells *et al.*, 1987 ; Dobie *et al.*, 1989 ; Picton *et al.*, 2001).

Lorsque l'on utilise différents taux de stimulation pour différentes fréquences porteuses, une mesure simultanée à plusieurs fréquences est possible (Lins *et al.*, 1995). L'effet de suppression pour les mesures simultanées à des fréquences multiples avec une distance minimale d'une octave entre les fréquences testées simultanément est nettement plus faible pour un ASSR de 80 Hz que pour un ASSR de 40 Hz (John *et al.*, 1998 ; Ross *et al.*, 2003). Pour un ASSR de 40 Hz, l'amplitude peut diminuer de 50 %, tandis que pour un ASSR de 80 Hz, l'amplitude peut diminuer d'environ 15 %. L'effet de suppression peut varier nettement d'un patient à l'autre. De plus, le taux de stimulation peut être légèrement modifié pendant le test afin de réduire les artefacts dus aux rayonnements électromagnétiques.

Contrairement aux OEAPD, les ASSR donnent des informations sur le degré de la perte auditive dans toute la gamme dynamique de l'audition. Par conséquent, les ASSR sont un moyen adapté pour l'évaluation quantitative et spécifique aux fréquences de l'état de l'audition, en particulier chez les

enfants, et peuvent contribuer à améliorer l'adaptation des aides auditives. Les ASSR sont utilisés pour les diagnostics de suivi après le dépistage auditif des nouveau-nés, les diagnostics topologiques (avec la tympanométrie, OEA), les diagnostics neurologiques et la détermination des seuils auditifs en fonction de la fréquence.

Les ASSR sont particulièrement utiles pour la détermination objective du seuil d'audition aux basses fréquences, lorsque les OEAPD ne sont pas disponibles. Pour la détermination objective des seuils d'audition, il est recommandé de mesurer, à une première étape, le seuil des OEAPD aux fréquences requises et de mesurer, dans une deuxième étape, les ASSR aux fréquences où aucune réponse OEAPD n'a pu être détectée. La durée moyenne du test pour huit fréquences est d'environ 15 minutes pour les patients normaux et d'environ 25 minutes pour les patients malentendants (Rosner, 2013b).

Deux procédures ASSR sont disponibles :

- **ASSR Fixe** permet une mesure de l'ASSR spécifique à la fréquence à un ou plusieurs niveaux. Un état de détection de la réponse (réponse valide/invalid) est fourni pour chaque combinaison fréquence/niveau.
- **Seuil ASSR** permet de déterminer les seuils d'audition en fonction de la fréquence dans une plage de niveaux configurable par la mesure de l'ASSR avec un réglage de niveau adaptatif (algorithme de bracketing). La perte auditive est estimée au moyen de valeurs de décalage fixes. La détection du seuil est arrêtée à une fréquence si deux réponses consécutives à une fréquence ne sont pas valables.

Les tests ASSR peuvent être effectués de manière binaurale si un transducteur adéquat est connecté (par exemple un casque, deux sondes auriculaires), ce qui peut réduire la durée du test d'un facteur deux. L'ASSR peut être mesuré à des fréquences allant de 250 Hz à 8 kHz avec une présentation de stimulus multifréquentiel.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez ASSR dans l'écran de sélection de modules. Si plus d'un test PEA est autorisé, ASSR peut être trouvé dans la section PEA. Sélectionnez le pré-réglage que vous souhaitez effectuer. Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, le mode de test, les fréquences de stimulus, les niveaux de stimulus (ASSR Fixe) ou la plage de niveaux (ASSR Threshold), le taux de stimulation, la largeur de bande de stimulus, le temps de moyennage) et le nom du pré-réglage selon les besoins.

Taux de stimulation :

Il est généralement recommandé d'utiliser un ASSR de 40 Hz chez les patients éveillés et alertes (par exemple, les enfants et les adultes) et d'utiliser un ASSR de 80 Hz chez les patients endormis (par exemple, les bébés, les patients sous sédation, pendant l'anesthésie). Le mode automatique fournit un paradigme de vitesse de stimulation optimisée en fonction des performances qui augmente la vitesse de stimulation avec une fréquence croissante en tenant compte de la dépendance des taux de stimulation aux fréquences porteuses et de la dépendance des niveaux de bruit de fond aux taux de stimulation. Le mode automatique peut être utilisé pour les patients éveillés ou endormis. Veuillez noter que les vitesses de stimulation sont variées pour améliorer la résistance aux bruits parasites.

Largeur de bande de stimulation :

Avec l'augmentation de la largeur de bande du stimulus, l'amplitude de la réponse augmente, mais la spécificité en fréquence diminue. La sélection de la largeur de bande du stimulus a un impact sur la sélection de la fréquence.

Bruit de masquage

Le masquage controlatéral est recommandé en cas d'asymétrie significative de la perte auditive entre les oreilles, c'est-à-dire des différences d'environ 30 à 40 dB (casque) ou d'environ 50 à 60 dB (inserts). Si un vibreur osseux est utilisé, l'application du bruit controlatéral est essentielle.

Moyennages :

Dans des conditions de mesure fixes, avec un temps de moyennage croissant, le bruit de fond diminue et la fiabilité de la validité des réponses et donc la qualité de la détermination du seuil augmente.

Critère d'arrêt du bruit :

S'il est activé (c'est-à-dire si le critère d'arrêt du bruit est >0 nV), l'enregistrement d'un tracé est arrêté dès que le bruit résiduel passe en dessous du bruit de fond défini et qu'aucune réponse n'est détectée. Par conséquent, si elle est activée, cette option accélère l'enregistrement au cas où aucune réponse n'est présente.

Avant le début du test, le patient doit être informé de la procédure à suivre. Afin de réduire les artefacts musculaires, le patient doit être calme et totalement détendu, confortablement allongé sur un fauteuil ou un lit. Pour le test ASSR à 40 Hz, le patient doit rester éveillé, tandis que pour le test ASSR à 80 Hz, il peut dormir. Pour les bébés, essayez de tester le patient pendant le sommeil spontané ou la sédation si cela est approuvé médicalement. Afin de réduire les artefacts environnementaux, effectuez la mesure dans une pièce à faible rayonnement électromagnétique, c'est-à-dire dans une cabine métallique blindée électriquement ou dans toute autre pièce sans appareils électriques sous tension (par exemple, ordinateur, lumière, téléphone, téléphone portable, transformateur) à proximité de l'équipement de mesure. Un câble d'électrode blindé peut également contribuer à réduire le bruit électromagnétique. Une cabine blindée ou une pièce calme est recommandée si l'ASSR est appliqué pour la détermination du seuil à de faibles niveaux de pression acoustique.

Assurez-vous qu'un transducteur valide (par exemple, un casque, des inserts, une sonde auriculaire, un vibreur osseux) et un câble d'électrode sont connectés. Veillez à ce que la peau soit propre aux endroits prévus pour les électrodes. Pour de plus amples instructions sur la préparation de la peau, le placement des électrodes et l'impédance, veuillez vous référer à UTILISATION PRATIQUE dans la section [3.2.6 : Réponses auditives du tronc cérébral \(Auditory Brainstem Responses ou ABR ou PEA\)](#).

Sélectionnez l'oreille à tester (*Droite + Gauche* : mesure simultanée de l'oreille droite et gauche - veuillez noter que dans ce cas, un montage symétrique des électrodes est recommandé). La mesure de l'impédance des électrodes commence. Les deux impédances doivent être <12 k Ω afin de pouvoir procéder à la mesure. Il est recommandé que les impédances soient < 6 k Ω et que la différence entre les impédances des électrodes rouge et blanche soit < 3 k Ω . Après avoir réussi la mesure de l'impédance des électrodes, vous pouvez commencer le test en appuyant sur le bouton *play*. Les stimuli ASSR sont présentés via le transducteur et la réponse est détectée via le câble de l'électrode. Pendant la mesure, l'impédance de l'électrode est surveillée. Si au moins une des impédances devient trop élevée (par exemple, si une électrode est tombée), le test est automatiquement interrompu. Le test ne peut être poursuivi que si les impédances des électrodes reviennent à des valeurs tolérables. Pour

plus d'informations sur la mesure de l'impédance, voir UTILISATION PRATIQUE dans la section 3.2.6: *Réponses auditives du tronc cérébral (Auditory Brainstem Responses ou ABR ou PEA)*.

Lors de la mesure, les informations suivantes sont affichées à l'écran (voir *Figure 62*) :

La validité statistique d'un ASSR est indiquée pour chaque combinaison fréquence/niveau actuellement testée ①. Les tracés sont indiqués en rouge (oreille droite) et/ou en bleu (oreille gauche). Pour un ASSR 40 Hz, jusqu'à deux combinaisons fréquence/niveau et pour un ASSR 80 Hz et pour le mode de stimulation automatique, jusqu'à quatre combinaisons fréquence/niveau sont mesurées simultanément. Un tracé est terminé s'il atteint le haut de la boîte (réponse valide), si elle atteint la zone triangulaire grise à l'intérieur de la boîte (réponse non valide) ou si le temps de moyennage maximum configuré est atteint (réponse non valide). La barre de bruit EEG ② représente le bruit biologique et externe qui est un indicateur de l'adéquation des conditions de mesure. Lorsque les conditions de mesure sont bonnes, la barre de bruit EEG doit rester verte. Lorsque le bruit augmente, la barre de bruit EEG devient progressivement jaune et rouge, ce qui indique que les artefacts biologiques et externes peuvent être trop élevés, c'est-à-dire que le patient peut ne pas être assez calme et détendu (par exemple, avaler, bouger, mâchoire/dents serrées), ou que le rayonnement électromagnétique peut être trop important. En appuyant sur la barre de bruit EEG, un graphique de bruit EEG ⑤ s'affiche. Vous pouvez revenir à l'affichage de la barre de bruit EEG en appuyant sur le graphique du bruit EEG. La barre de progression globale ③ montre la progression de la mesure. Si la barre est pleine, la séquence de test complète est terminée. L'impédance de l'électrode ④ est régulièrement mise à jour pendant la mesure et la mesure est interrompue si l'impédance devient trop élevée.

Le test peut être mis en pause manuellement ⑦, poursuivi après une pause (le bouton *pause* devient le bouton *play* - non illustré dans la *Figure 62*), ou arrêté ⑥. Il est également possible de sauter une mesure en cours ⑧. Si plusieurs mesures sont en cours, la combinaison fréquence/niveau peut être sélectionnée (sauter ⑨) : sauter le niveau à la fréquence, arrêter ⑩ : sauter tous les niveaux à la fréquence) après avoir appuyé sur le bouton principal *continuer* ⑧. Les boutons *continuer* ⑨ et *arrêter* ⑩ pour les combinaisons fréquence/niveau peuvent être supprimés en appuyant à nouveau sur le bouton principal *continuer* ⑧. L'état actuel de la mesure pour l'oreille droite ou gauche peut être affiché en appuyant respectivement sur la zone graphique gauche ou droite. L'écran est coloré en rouge pour l'oreille droite et en bleu pour l'oreille gauche. Les combinaisons fréquence/niveau actuellement testées sont indiquées par le symbole de l'horloge ⑪, les combinaisons fréquence/niveau déjà testées comportent une coche verte ⑫ (réponse valide), un Ø rouge ⑬ (réponse invalide), ou un Ø gris (réponse incomplète car la mesure a été arrêtée pour cette combinaison fréquence/niveau).



Figure 62: Mesure ASSR (en haut : mesure ASSR monaurale 40 Hz ; en haut à gauche : écran de mesure standard ; en haut à droite : écran de mesure avec graphique du bruit EEG ; en bas : mesure ASSR binaurale 80 Hz ; en bas à gauche : écran de mesure standard ; en bas au milieu : sélection sauter/arrêter ; en bas à droite : état de la mesure et matrice des résultats)

L'algorithme de réponse statistique est basé sur le test de cohérence de l'amplitude au carré (Dobie et Wilson, 1989) et détermine si une réponse est présente ou absente. L'algorithme de détection de la réponse compare le carré moyen (= puissance) de la forme d'onde moyenne à la somme des carrés moyens des balayages individuels et calcule un score. Une réponse valide est détectée si le score de détection de 4 (qui équivaut à un niveau de signification de 5%) est atteint après un minimum de 45 secondes de moyennage. Cela signifie que la puissance de la grande moyenne doit être quatre fois supérieure à la puissance additionnée des balayages individuels.

Une fois le test terminé, le résultat de l'ASSR est affiché (voir la Figure 63 pour les vues générales des résultats ASSR et la Figure 64 pour la vue des résultats de l'audiogramme spécifique au seuil de l'ASSR). Pour toutes les mesures ASSR, trois écrans sont disponibles. La matrice de l'état de la réponse ① montre l'état de la réponse pour chaque combinaison fréquence/niveau testée, c'est-à-dire si la réponse est valide (coche verte), invalide (∅ rouge) ou indéfinie/non finie (∅ gris). Lorsque vous appuyez sur l'un des symboles de statut de réponse, les informations détaillées relatives à la réponse ② s'affichent, y compris les informations sur la fréquence, le niveau, la vitesse de stimulation et le statut de réponse en haut de l'écran. En dessous, le tracé de validité statistique est affiché en rouge (oreille droite) ou en bleu (oreille gauche), respectivement. Dans la Figure 63 vous pouvez voir trois exemples de réponses typiques (en bas à gauche : réponse valide - le tracé de validité atteint le haut

de la boîte avant que le temps de mesure maximum ne soit atteint ; en bas au milieu : réponse invalide - le tracé de validité atteint le triangle gris dans la boîte ; en bas à droite : réponse invalide - le délai est atteint sans obtenir de réponse valide). En bas, l'amplitude de la réponse, l'amplitude du bruit et les impédances des électrodes sont affichées. Vous pouvez revenir à la matrice de l'état de la réponse en appuyant sur l'écran ou sur le bouton *retour*. L'écran d'informations générales (3) montre le transducteur utilisé, la configuration du test (mode de test, largeur de bande de stimulus, taux de stimulation), et le temps total de mesure.

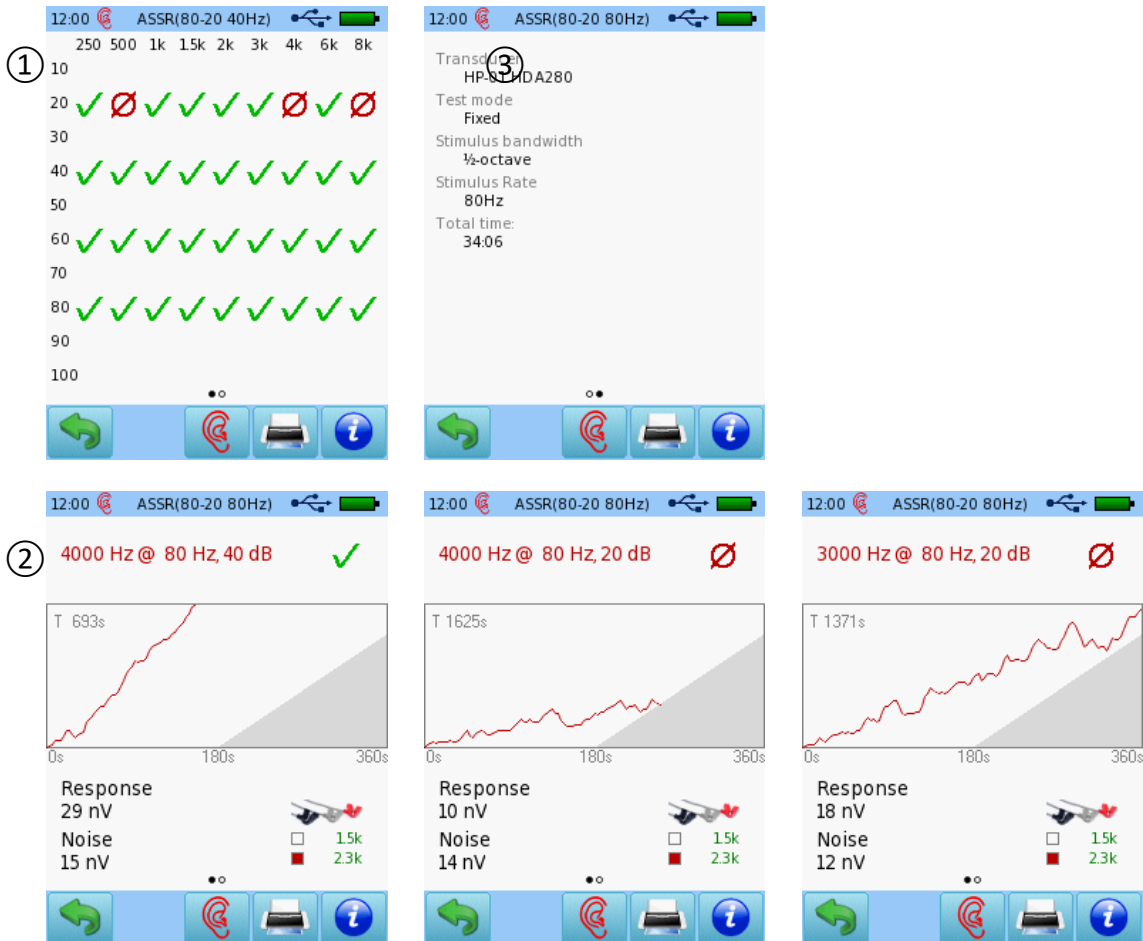


Figure 63: Résultat de l'ASSR (en haut à gauche : matrice de l'état des réponses ; en haut à droite : informations générales sur le test ; en bas : informations détaillées sur les réponses valides et non valides)

Afin de garantir des conditions de mesure adéquates, le bruit devrait être inférieur à 20 nV après une durée moyenne de 360 s. Plus le temps de calcul de la moyenne augmente, plus le bruit diminue et vice versa, c'est-à-dire que si une réponse ASSR valide est détectée rapidement, on s'attend à ce qu'un bruit plus élevé soit affiché.

Pour le seuil ASSR, un audiogramme ASSR supplémentaire est disponible (voir Figure 64). L'audiogramme indique les seuils ASSR estimés, qui sont obtenus en soustrayant un décalage déterminé empiriquement du niveau de stimulus le plus bas auquel une réponse ASSR valide a été détectée (Rosner, 2013a). Les seuils sont indiqués en rouge (oreille droite) ou en bleu (oreille gauche). La largeur du symbole de seuil correspond à la largeur de bande de stimulus configurée. Une *flèche vers le haut* au niveau du symbole de seuil signifie que le seuil est égal ou supérieur au seuil affiché.

Un symbole de *flèche vers le bas* signifie que le seuil dépasse le niveau auquel ce symbole est affiché. En faisant glisser un doigt de droite à gauche sur l'écran de l'audiogramme, la matrice de réponse est affichée (voir *Figure 63*).

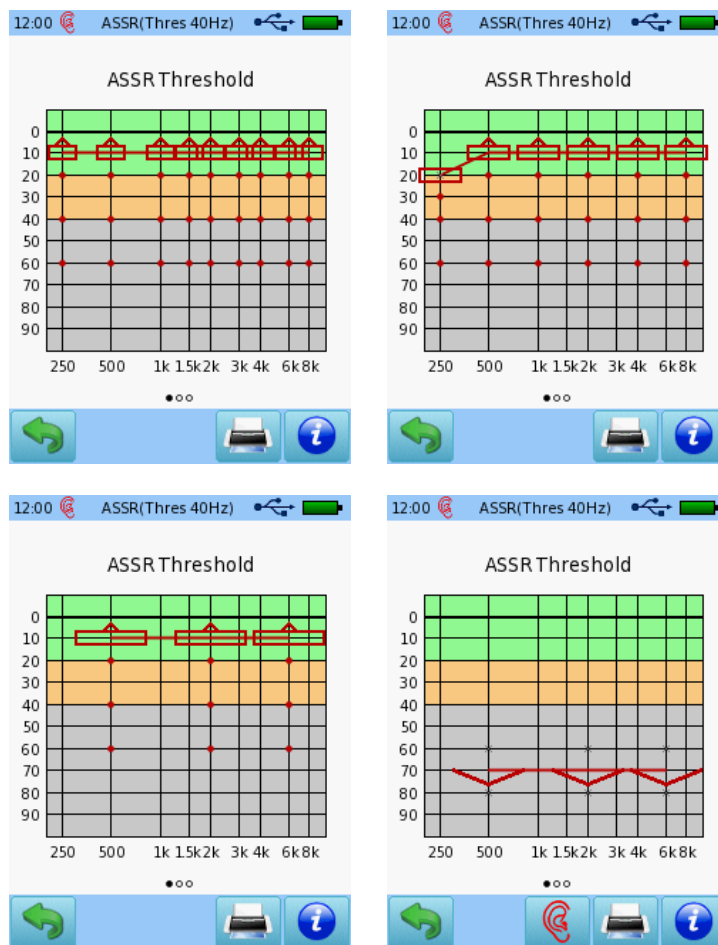


Figure 64: Résultat du seuil ASSR (en haut à gauche : largeur de bande de stimulus ½ d'octave ; en haut à droite : largeur de bande de stimulus une octave ; en bas : largeur de bande de stimulus de deux octaves).

Les exemples suivants (voir *Figure 65*) montrent que les ASSR sont capables d'estimer correctement les seuils comportementaux. La relation entre les seuils auditifs estimés à partir des mesures ASSR et les seuils auditifs comportementaux a été étudiée par différents groupes d'étude (par exemple Dimitrijevic *et al.*, 2002, Ahn *et al.*, 2007).

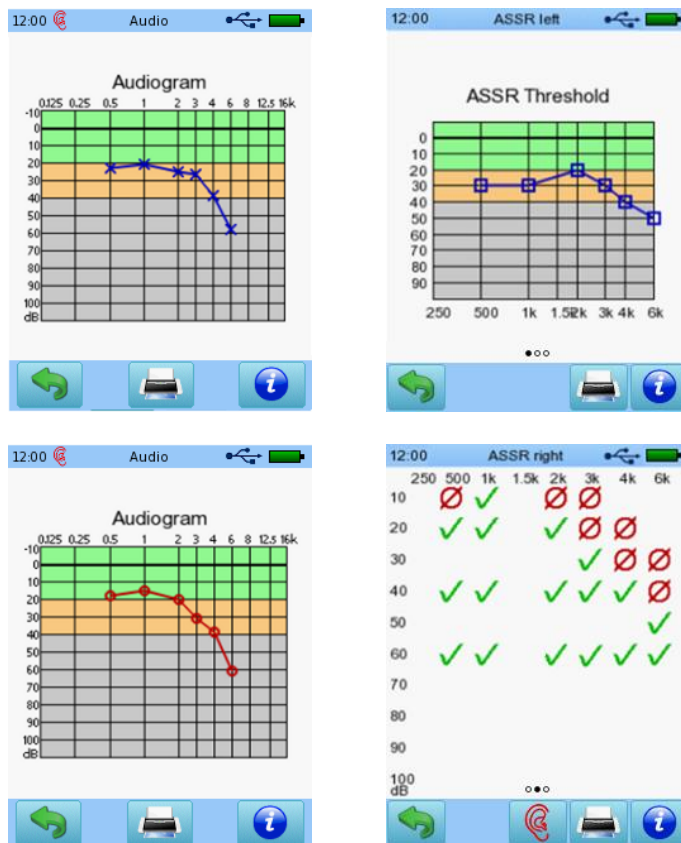


Figure 65: Exemples de cas ASSR (en haut à gauche/en bas : audiométrie tonale comportementale ; en haut à droite : Seuils ASSR ; en bas à droite : matrice de l'état de la réponse ASSR)

LITTÉRATURE

- Ahn JH, Lee HS, Kim YJ, Yoon TH, Chung JW (2007): Comparing pure-tone audiometry and auditory steady state response for the measurement of hearing loss, *Otolaryngology – Head and Neck Surgery* 136, p. 966-971
- Dimitrijevic A, John MS, van Roon P, Purcell DW, Adamonis J, Ostroff J, Nedzelski JM, Picton TW (2002): Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses, *Journal of the American Academy of Audiology* 13, p. 205-224.
- Dobie RA, Wilson MJ (1989): Analysis of auditory evoked potentials by magnitude squared coherence, *Ear and Hearing* 10, p. 2-13.
- Elberling C, Don M, Cebulla M, Stürzebecher E (2007): Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. *Journal of the Acoustical Society of America* 122, p. 2772-2785
- Galambos R, Makeig S, Talmachoff PJ (1981): A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 78, p. 2643-2647.
- Herdman AT, Lins O, van Roon P, Stapells DR, Scherg M, Picton TW (2002): Intracerebral sources of human auditory steady-state responses, *Brain Topography* 15, p. 69-86.
- Herdman AT, Stapells DR (2003): Auditory steady state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairment, *International Journal of Audiology* 42, p. 237-248.
- John MS, Lins OG, Boucher BL, Picton TW (1998): Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters, *Audiology* 37, p. 59-82.
- John MS, Dimitrijevic A, van Roon P, Picton TW (2001): Multiple auditory steady-state responses to AM and FM stimuli, *Audiology and Neurootology* 6, p. 12-27.

- Levi EC, Folsom RC, Dobie RA (1993): Amplitude-modulation following response (AMFR): effects of modulation rate, carrier frequency, age, and state, *Hearing Research* 68, p. 42-52.
- Lins OG, Picton TW (1995): Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 96, p. 420-432.
- Lodwig A (2015): Multi-Stimulus suppression in DPOAE vs. ASSR, IERASG presentation.
- Lodwig A (2017): Multi-Rate Spread Spectrum ASSR, IERASG presentation.
- Lodwig A, Rosner T (2016): Frequenzspezifische ASSR mit multiplen, nicht-konstanten Reizraten (in German: frequency-specific ASSR with multiple, non-constant stimulus rates), AGERA presentation.
- Mäkelä JP, Hari R (1987): Evidence for cortical origin of the 40 Hz auditory evoked response in man, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 66, p. 539-546.
- Pantev C, Roberts LE, Elbert T, Ross B, Wienbruch C (1996): Tonotopic organization of the sources of human auditory steady-state responses, *Hearing Research* 101, p. 62-74.
- Picton TW, Skinner CR, Champagne SC, Kellett AJ, Maiste AC (1987): Potentials evoked by the sinusoidal modulation of the amplitude or frequency of a tone, *Journal of the Acoustical Society of America* 82, p. 165-178.
- Picton TW, Dimitrijevic A, John MS, van Roon P (2001): The use of phase in the detection of auditory steady-state responses, *Clinical Neurophysiology* 112, p. 1698-1711.
- Picton TW, John MS, Dimitrijevic A, Purcell D (2003): Human auditory steady-state responses, *International Journal of Audiology* 42, p. 177-219.
- Rodriguez R, Picton T, Linden D, Hamel G, Laframboise G (1986): Human auditory steady state responses: effects of intensity and frequency, *Ear and Hearing* 7, p. 300-313.
- Rosner T (2011): Zeitoptimierte Hörschwellenbestimmung mit otoakustischen Emissionen und auditorischen Potentialen (in German: Time-optimised threshold determination with otoacoustic emissions and auditory potentials), dissertation, Technische Universität München.
- Rosner T (2013a): Chirp-evozierte ASSR mit einem Handgerät (in German: Chirp evoked ASSR on a handheld device), AGERA annual meeting.
- Rosner T (2013b): Chirp evoked ASSR on a handheld device, IERASG annual meeting.
- Ross B, Draganova R, Picton TW, Pantev C (2003): Frequency specificity of 40-Hz auditory steady-state responses, *Hearing Research* 186, p. 57-68.
- Stapells DR, Makeig S, Galambos R (1987): Auditory steady-state responses: threshold prediction using phase coherence, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 67, p. 260-270.
- Van Maanen A, Stapells DR (2005): Comparison of multiple auditory steady-state responses (80 versus 40 Hz) and slow cortical potentials for threshold estimation in hearing-impaired adults, *International Journal of Audiology* 44, p. 613-624.

3.2.8 Électrocochléographie (ECochG)

L'électrocochléographie (ECochG) enregistre l'activité neurale de la cochlée et du nerf vestibulocochléaire au moyen d'une électrode de champ magnétique de proximité placée dans le conduit auditif ou reposant sur la surface du tympan (enregistrement extratympanique), ou avec une électrode aiguille qui perfore le tympan pour reposer sur le promontoire cochléaire (enregistrement transtympanique). En raison de la nature invasive de l'enregistrement transtympanique, cette technique de mesure n'a que des applications limitées et l'enregistrement extratympanique est généralement favorisé. Un montage d'électrodes typique comprend une électrode de conduit auditif profondément insérée dans le conduit auditif (ou une électrode de membrane tympanique reposant sur le tympan) (électrode d'enregistrement), une électrode de surface fixée au lobe de l'oreille controlatérale ou mastoïde (électrode de référence), et une électrode de surface fixée à la joue (électrode de masse). Les impédances peuvent être relativement élevées pour les électrodes du conduit auditif, ce qui peut également entraîner un mauvais équilibrage des impédances des électrodes et donc un rejet du mode commun et une suppression du bruit moins efficace. De plus, l'amplitude et le rapport signal/bruit (RSB) des potentiels enregistrés dépendent de la profondeur d'insertion de l'électrode du conduit auditif, c'est-à-dire que plus l'insertion est profonde, plus les amplitudes sont élevées et plus le RSB est faible. Il est également possible d'utiliser une électrode de surface fixée au lobe de l'oreille ipsilatérale ou à la mastoïde comme électrode d'enregistrement. Cependant, ce montage d'électrode souffre généralement d'amplitudes très réduites et n'est donc pas recommandé. En général, lors de l'utilisation d'une électrode d'enregistrement extratympanique, il est nécessaire de faire une moyenne étendue des signaux afin d'obtenir des réponses adéquates.

Les potentiels suivants peuvent être enregistrés et peuvent être approximativement attribués aux lieux de génération suivants : (1) microphonique cochléaire (CM) : cellules ciliées externes, (2) potentiel de sommation (SP) : membrane basilaire, et (3) potentiel d'action (AP) : nerf vestibulocochléaire. Le potentiel d'action, y compris sa composante principale N1, est généralement le pic le plus important de la réponse enregistrée et est généralement dominé par l'activité des fibres nerveuses basales. N1 correspond pratiquement à l'onde I d'une mesure PEA. Le potentiel de sommation et le potentiel d'action peuvent être améliorés en additionnant les réponses de raréfaction et de condensation. Le microphonique cochléaire ressemble à la forme d'onde du stimulus, en particulier à des niveaux de stimulus faibles à moyens, et peut donc être facilement confondu avec les artefacts du stimulus. De plus, le microphone-cochléaire peut être recouvert par l'artefact du stimulus lorsqu'on utilise des électrodes extratympaniques. Le microphonique cochléaire est supprimé par la stimulation avec une polarité alternée. La visibilité du microphonique cochléaire est améliorée en soustrayant la condensation des réponses de raréfaction.

Comme stimulus, on utilise généralement un clic ou un tone burst. La latence de réponse est d'environ 1 à 3 ms. Les latences du potentiel d'action augmentent avec la diminution du niveau de stimulus, ce qui reflète la contribution décroissante des régions cochléaires basales. En revanche, les latences des microphoniques cochléaires et les latences des potentiels de sommation sont plutôt indépendantes du niveau de stimulus. Les amplitudes de tous les composants augmentent avec l'augmentation du niveau de stimulation. Le potentiel de sommation présente une saturation distincte à des niveaux de stimulation élevés. L'amplitude du potentiel d'action diminue également avec l'augmentation du taux de stimulation. Le masquage n'est généralement pas appliqué pour les mesures ECochG car les potentiels enregistrés sont des potentiels de champ magnétique de proximité qui sont plus importants à proximité de l'électrode d'enregistrement.

Les applications cliniques potentielles comprennent la détermination des seuils auditifs, l'identification et la surveillance de la maladie de Ménière ou endolymphatic hydrops, et la surveillance peropératoire. Toutefois, veuillez noter que la détermination du seuil auditif au moyen de l'ECochG (en particulier lorsqu'il est enregistré avec une électrode extratympanique) n'est pas aussi fiable que la détermination du seuil auditif au moyen de PEA.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *ECochG* dans l'écran de sélection de modules. Si plus d'un test PEA est autorisé, l'*ECochG* peut être trouvé dans la section *PEA*. Sélectionnez le pré réglage que vous souhaitez effectuer. Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, le niveau et le taux de stimulation) et le nom du pré réglage selon vos besoins.

Avant le début du test, le patient doit être informé de la procédure à suivre. Afin de réduire les artefacts musculaires, le patient doit être calme et totalement détendu, confortablement allongé sur un fauteuil ou un lit. Pour les bébés, essayez de tester le patient pendant son sommeil spontané ou sous sédation si cela est médicalement approuvé. Afin de réduire les artefacts environnementaux, effectuez la mesure dans une pièce à faible rayonnement électromagnétique, c'est-à-dire dans une cabine métallique blindée électriquement ou dans toute autre pièce sans appareils électriques sous tension (par exemple, ordinateur, lumière, téléphone, téléphone portable, transformateur) à proximité de l'équipement de mesure. Un câble d'électrode blindé peut également contribuer à réduire le bruit électromagnétique. Une cabine blindée ou une pièce calme est recommandée si l'ECochG est utilisé pour la détermination du seuil à de faibles niveaux de pression acoustique.

Assurez-vous qu'un transducteur valide (par exemple casque, inserts, sonde auriculaire) et un câble d'électrode sont connectés et que les deux câbles sont séparés l'un de l'autre afin de réduire la diaphonie du transducteur. Veillez à ce que la peau soit propre aux endroits prévus pour les électrodes de surface (référence, masse). Pour de plus amples instructions sur la préparation de la peau, le placement des électrodes et l'impédance, veuillez vous référer à UTILISATION PRATIQUE dans la section [3.2.6 : Réponses auditives du tronc cérébral \(Auditory Brainstem Responses ou ABR ou PEA\)](#). Choisissez une électrode d'enregistrement appropriée et placez l'électrode d'enregistrement dans le conduit auditif. Pour plus d'informations sur le montage des électrodes et les aspects relatifs à la sélection des électrodes, veuillez vous référer au paragraphe initial de la section ECochG.

Sélectionnez l'oreille testée. La mesure de l'impédance de l'électrode commence. Les deux impédances doivent être appropriées pour effectuer une mesure. Pour plus d'informations sur la mesure de l'impédance, voir UTILISATION PRATIQUE dans la section [3.2.6 : Réponses auditives du tronc cérébral \(Auditory Brainstem Responses ou ABR ou PEA\)](#). Une fois la mesure de l'impédance des électrodes réussie, vous pouvez lancer le test en appuyant sur le bouton *play*. Le stimulus ECochG est présenté par le transducteur et la réponse est détectée par le câble de l'électrode. Pendant la mesure, l'impédance de l'électrode est surveillée. Si au moins une des impédances devient trop élevée (par exemple, si une électrode est tombée), le test est automatiquement interrompu. Le test ne peut être poursuivi que si les impédances des électrodes reviennent à des valeurs tolérables.

Lors de la mesure, les informations suivantes sont affichées à l'écran (voir *Figure 66*) :

Les tracés ECochG sont représentés pour le niveau et le taux de stimulus configurés dans trois graphiques : les réponses des stimuli de raréfaction et de condensation sont représentées ensemble

dans un seul graphique ①, les réponses de raréfaction et de condensation sont additionnées pour donner un seul tracé ②, et les réponses de raréfaction et de condensation sont soustraites pour donner un seul tracé ③. Le tracé testé est représenté en rouge (oreille droite) ou en bleu (oreille gauche).

Lors d'une mesure ECochG, la barre de bruit EEG ④ représente le bruit biologique et externe qui est un indicateur de l'adéquation des conditions de mesure. Lorsque les conditions de mesure sont bonnes, la barre de bruit EEG doit rester verte. Lorsque le bruit augmente, la barre de bruit EEG devient progressivement jaune et rouge, ce qui indique que les artefacts biologiques et externes peuvent être trop élevés, c'est-à-dire que le patient peut ne pas être assez calme et détendu (par exemple, avaler, bouger, mâchoire/dents serrées), ou que le rayonnement électromagnétique peut être trop important. Lorsque vous appuyez sur la barre de bruit EEG, un graphique de bruit EEG s'affiche. Vous pouvez revenir à l'affichage de la barre de bruit EEG en appuyant sur le graphique du bruit EEG. La barre de progression ⑤ montre l'avancement de la mesure. Si la barre est pleine, la mesure est terminée, c'est-à-dire que le nombre de moyennes défini par l'utilisateur est atteint. L'impédance de l'électrode ⑥ est régulièrement mise à jour pendant la mesure et la mesure est interrompue si l'impédance devient trop élevée. Le test peut être mis en pause manuellement ⑦ ou arrêté ⑧.

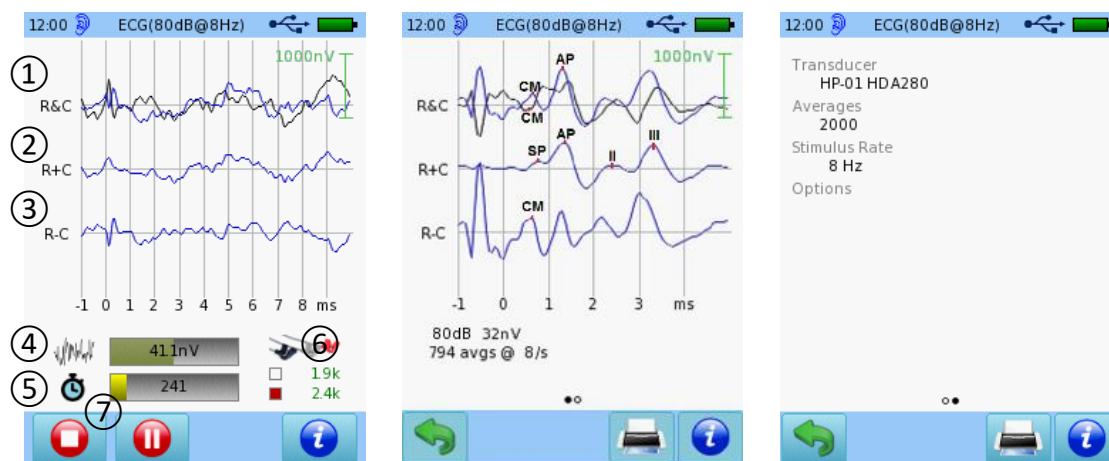


Figure 66: Mesure ECochG (à gauche) et résultat (au milieu, à droite)

Une fois le test terminé, le résultat de l'ECochG est affiché (voir Figure 66). Les tracés ECochG enregistrés sont à nouveau affichés dans trois graphiques (raréfaction et condensation, raréfaction plus condensation, raréfaction moins condensation) comme expliqué ci-dessus. Sous le graphique des informations supplémentaires sont affichées, comme par exemple le niveau de stimulus, le bruit, le nombre de moyennages et le taux de stimulation. En glissant sur l'axe du temps, vous pouvez ajuster la résolution de l'axe du temps. En faisant glisser un doigt de droite à gauche sur l'écran de résultats, vous pouvez avancer jusqu'à l'écran de résultats des informations générales, qui présente des informations sur le transducteur utilisé et les paramètres (moyennages, taux de stimulation, et autres options de test). Afin de garantir des conditions de mesure adéquates, le bruit doit être <100 nV après 2000 moyennages. Plus les moyennages augmentent, plus le bruit diminue.

LITTÉRATURE

- American Speech-Language-Hearing Association (1987): Short latency auditory evoked potentials, online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.

- Eggermont JJ (1974): Basic Principles For Electrocochleography, *Acta Oto-Laryngologica*, 77: Sup. 316, p. 7-16.
- Ferraro JA (2010): Electrocochleography: A Review of Recording Approaches, Clinical Applications, and New Findings in Adults and Children, *Journal of the American Academy of Audiology* 21, p. 145–152.
- Sohmer H, Feinmesser M (1973): Routine Use Of Electrocochleography (Cochlear Audiometry) On Human Subjects, *Audiology*, 12:3, p. 167-173.

3.2.9 Potentiels Évoqués Vestibulaires Myogéniques (VEMP)

MÉTHODOLOGIE

Le potentiel évoqué vestibulaire myogénique (VEMP) est un réflexe musculaire de courte latence commandé par les organes otolithiques qui jouent un rôle majeur dans la détection de l'orientation, de l'équilibre statique et de l'accélération linéaire de la tête. Deux organes otolithiques, l'utricule et le saccule, se trouvent dans le vestibule de l'oreille interne. Ils contiennent une structure à trois couches: un épithélium sensoriel appelé macula, formé d'une série de cellules ciliées avec des cellules de soutien, une couche gélatineuse et une membrane otolithique contenant des cristaux. Les cristaux de la membrane otolithique, appelés otoconies, sont beaucoup plus lourds que la couche gélatineuse et provoquent le déplacement de la membrane par rapport à l'épithélium sensoriel sous l'effet de la gravité ou de l'accélération linéaire. Ce mouvement de cisaillement déplace les faisceaux de cils et évoque des potentiels récepteurs dans les cellules ciliées intégrées. L'orientation des faisceaux de cils correspond donc à l'orientation de l'accélération à détecter. L'utricule est orienté relativement horizontalement et détecte principalement les mouvements de la tête dans le plan horizontal. Le saccule est orienté relativement verticalement et détecte principalement les mouvements verticaux.

Les troubles vestibulaires proviennent de différentes régions le long du système vestibulaire. La névrite vestibulaire, le schwannome vestibulaire, la sclérose en plaques, l'otosclérose ou la maladie de Ménière sont indiqués par la diminution ou l'absence de réponses VEMP. La déhiscence du canal semi-circulaire supérieur (CSCS) ou trouble de la troisième fenêtre est un trouble caractérisé par une ouverture anormale dans le canal semi-circulaire antérieur du système vestibulaire. Cet os déhiscent adjacent au canal semi-circulaire crée une autre voie pour la stimulation auditive du système vestibulaire, ce qui entraîne une augmentation de la pression intra-labyrinthique indiquée par des réponses vestibulaires hyper-sensibles et un seuil plus bas (Welgampola et al., 2003).

Bien que le VEMP soit un réflexe vestibulaire, il peut être évoqué par des stimuli auditifs (Rosengren et Colebatch, 2018; Rosengren et al., 2019). La réponse inionique provenant de la contraction des muscles du cou a été observée chez les personnes souffrant d'une perte auditive, mais était absente chez les personnes souffrant de trouble vestibulaire (Bickford et al., 1964). Un type particulier de neurones vestibulaires appelés "neurones irréguliers" a été activé par une stimulation acoustique à basse fréquence (McCue et Guinan, 1994). Les afférences otolithiques sensibles aux sons conduits par l'air peuvent provenir du saccule ou de l'utricule (Curthoys et al., 2012) et s'accordent aux sons conduits par l'air de fréquences comprises entre 500 et 3 000 Hz (Curthoys et al., 2016). En plus de la stimulation sonore AC, la conduction osseuse (BC) est également utilisée pour l'enregistrement VEMP (Sheykholeslami et al., 2000; Welgampola et al., 2003; Mc Nerney et Burkard, 2011), notamment parce qu'elle produit des réponses VEMP oculaires plus robustes que celles évoquées par les stimuli AC (Rosengren et al., 2011).

Les projections neurales des organes otolithiques vers un certain nombre de groupes musculaires ont été déterminées. Pour l'évaluation clinique, deux projections otolithiques majeures, vers le muscle sterno-cléido-mastoïdien (SCM) et le muscle extraoculaire, sont particulièrement intéressantes. Chacun de ces potentiels myogéniques reflète principalement l'un ou l'autre de deux organes otolithiques distincts, le saccule et l'utricule (Curthoys et al., 2018). Les mesures des potentiels myogéniques du muscle SCM et du muscle oculaire sont appelées respectivement VEMP cervical (cVEMP) et VEMP oculaire (oVEMP) et fournissent des informations utiles pour les diagnostics cliniques décrits ci-dessous.

Le cVEMP évalue la fonction du saccule et des nerfs vestibulaires inférieurs en observant les potentiels myogéniques du muscle SCM ipsilatéral (Curthoys, 2010). Un stimulus acoustique est généralement utilisé pour la mesure (par exemple, tone bursts avec une période de montée-plateau-descente de 2-1-2 ou 2-2-2 à 95 dB nHL; Rosengren et al., 2009; Curthoys et al., 2016). La réponse sacculaire normale présente une syntonisation de fréquence, avec une amplitude maximale accrue entre 500 Hz et 1k Hz (Young et al., 1977), et c'est pourquoi un tone burst de 500 Hz est souvent utilisé comme stimulus standard (Dlugaiczky, 2020). La syntonisation de fréquence peut toutefois être modifiée dans les maladies de l'oreille interne telles que la maladie de Ménière, où la syntonisation est décalée à 1 kHz ou plus (Rauch et al., 2004; Sandhu et al., 2012; Taylor et al., 2012; Winters et al., 2012). Les réflexes SCM étant des réponses inhibitrices, le muscle SCM doit être contracté pendant l'enregistrement des potentiels myogéniques, généralement en soulevant et en détournant la tête du patient dans la direction opposée à l'oreille stimulée. Les montages typiques des électrodes sont le muscle SCM ipsilatéral, l'articulation sternoclaviculaire et le menton ou le sternum. Le cVEMP montre typiquement une réponse biphasique, un pic positif à environ 13 ms (appelé p1 ou p13) et un pic négatif à environ 23 ms (appelé n1 ou n23) après le début du stimulus.

L'oVEMP observe les potentiels myogéniques du muscle oblique inférieur qui est relié à la base du globe oculaire pour évaluer les fonctions utriculaires (Rosengren et al., 2005). Les nerfs vestibulaires supérieurs activés par l'utricule sont projetés vers le muscle oblique contralatéral qui évoque un réflexe vestibulaire excitateur. Pour le test oVEMP clinique, des stimuli acoustiques (par exemple, tone burst de 500 Hz à 95 dB nHL, Kantner et Gürkov, 2014) ou de conduction osseuse (BC) (Rosengren et al., 2011) sont utilisés. L'électrode d'enregistrement est montée sur la peau recouvrant le muscle oblique contralatéral et l'électrode de référence est généralement placée plus bas (1-2 cm) que l'électrode d'enregistrement (Todd et al., 2007; Iwasaki et al., 2007). L'électrode de masse peut être placée sur le menton ou le sternum. Pour obtenir une réponse maximale, on demande au patient de maintenir un regard vers le haut d'environ 35 degrés pendant la mesure (Kantner et Gürkov, 2014). L'oVEMP provoque une réponse biphasique, où l'on observe généralement un pic négatif à environ 10 ms (appelé n1 ou n10) et un pic positif ultérieur à environ 15 ms (appelé p1 ou p15). L'amplitude entre les pics est généralement inférieure à celle observée dans la cVEMP.

Dans les deux types de tests VEMP, l'amplitude entre les pics, les latences de chaque pic et le seuil de la réponse au pic sont principalement évalués pour l'évaluation clinique. En outre, la différence d'amplitude des pics entre l'oreille gauche et la droite est évaluée comme un paramètre VEMP important. Les troubles vestibulaires peuvent être indiqués par une discordance d'amplitude binaurale supérieure à 36 % dans le test cVEMP (Young et al., 2002) ou à 33 % dans le test oVEMP (Piker et al., 2011). Pour le test cVEMP où les réponses inhibitrices sont mesurées, le grandeur de l'amplitude pic à pic est proportionnelle aux activités électromyographiques (EMG) de fond des muscles enregistrés (Colebatch et al., 1994; Rosengren, 2015) et, par conséquent, la normalisation avec l'activité EMG est cruciale pour la comparaison bilatérale. Cela peut être réalisé en enregistrant l'activité EMG de fond pré-stimulus dans chaque période de stimulation et en mettant à l'échelle chaque trace de réponse par rapport à la réponse EMG correspondante (McCaslin et Jacobson, 2014).

UTILISATION PRATIQUE

Une perte auditive conductive peut rendre les pics VEMP indétectables. Par conséquent, il est fortement recommandé de procéder à un test audiométrique et à des tests de l'oreille moyenne avant le test VEMP.

Sélectionnez VEMP dans l'écran de sélection de modules. Si plusieurs tests PEA sont habilités, le test VEMP se trouve dans la section PEA. Sélectionnez le protocole que vous souhaitez utiliser. Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, le type de stimulus, le changement de fréquence en cours de test, la polarité du stimulus, le niveau initial du stimulus, la fréquence du stimulus, le style de tone burst, le taux de stimulation, le nombre de moyennages, la plage du tracé de la réponse, l'étalement de spectre, continuer automatiquement, l'inversion de la polarité du tracé de l'oreille droite, la plage des potentiels myogéniques et le protocole du test VEMP) et le nom du protocole selon les besoins.

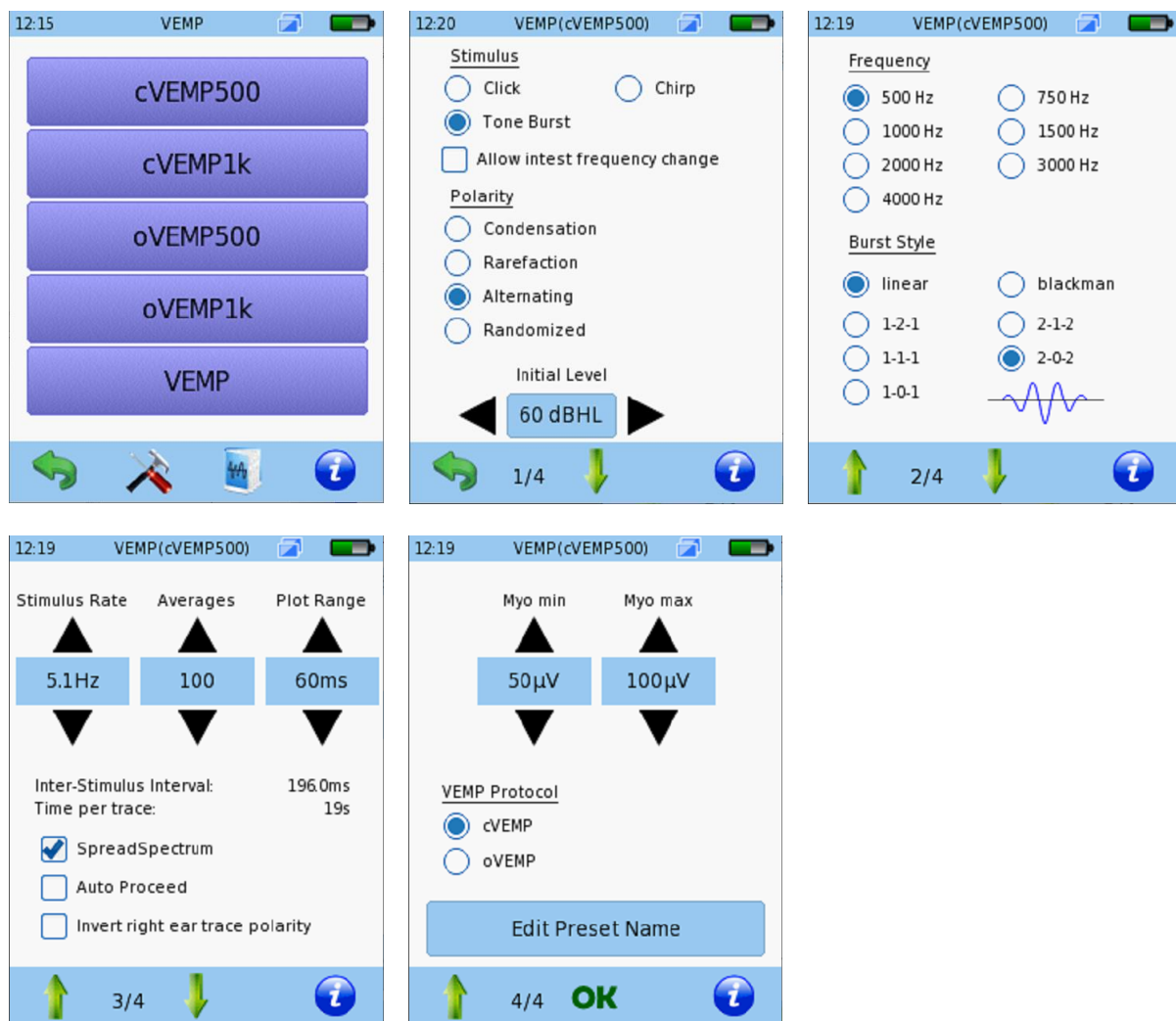


Figure 67: Paramètres du test VEMP (en haut à gauche : écran de sélection des protocoles ; en haut au milieu: type de stimulus, touche de changement de fréquence en cours de test et polarité du stimulus; en haut à droite : fréquence de tone burst et style de tone burst; en bas à gauche : taux de stimulation, nombre de moyennages, plage de tracé, touche pour l'étalement de spectre, continuer automatiquement et inversion de la polarité du tracé droit ; en bas au milieu : gamme EMG et type de test VEMP)

Les différentes options de paramétrage et les applications possibles sont expliquées ci-après:

Type de stimulus:

- Le stimulus tone burst est le plus souvent utilisé pour les tests cVEMP et oVEMP. Les afférences vestibulaires saines présentent une syntonisation de fréquence, évoquant les réponses les plus

importantes entre 500 Hz et 1 kHz environ. Le pic de la syntonisation tend à se déplacer vers des fréquences plus élevées avec l'âge. Les différents protocoles VEMP montrent également différentes fréquences préférées, les fréquences supérieures à 500 Hz produisant des réponses plus importantes dans le cadre de l'oVEMP. En outre, certaines maladies de l'oreille interne, comme la maladie de Ménière, entraînent souvent les réponses les plus importantes à 1 kHz ou plus.

- Le stimulus clic a un début rapide, stimule une large gamme de fréquences et est censé évoquer des réponses plus importantes que les tone burst. C'est pourquoi le clic a été utilisé comme stimulus conventionnel dans le test cVEMP initial à des fins de dépistage. Des études récentes suggèrent toutefois que les tone burst de 500 Hz évoquent des réponses plus importantes. En outre, en raison de l'absence de spécificité de fréquence, certains troubles vestibulaires qui affectent la syntonisation de la fréquence des réponses VEMP, tels que la maladie de Ménière, ne peuvent pas être évalués avec un stimulus clic.
- Le chirp (c'est-à-dire le balayage à fréquence croissante) compense théoriquement le décalage temporel des réponses auditives tonotopiques et suscite une réponse de plus grande amplitude que le click. Cependant, on ne sait toujours pas si le chirp évoque également des réponses plus importantes dans les organes vestibulaires, car il n'existe pas de preuve évidente que les otolithes sont alignés de manière tonotopique. Il existe peu de données sur les stimuli chirp à bande étroite, mais elles suggèrent qu'ils pourraient constituer une alternative viable au tone burst, mais d'autres données sont nécessaires.

Permettre le changement de fréquence en cours de test:

- Cette option n'est disponible que pour le stimulus tone burst. Si elle est activée, la fréquence des tone burst ainsi que le niveau de stimulation de chaque mesure en cours d'un test peuvent être configurés.

Polarité du stimulus:

- La polarité alternée permet de réduire l'artefact du stimulus généré par le transducteur lui-même.
- La raréfaction et la condensation donnent une réponse plus marquée et peuvent produire des amplitudes de pic plus élevées. La condensation évoque une plus grande amplitude de réponse que la raréfaction dans l'oVEMP. L'utilisation d'une seule polarité est recommandée pour les conditions de test normales.

Niveau initial:

Le niveau initial peut être configuré. Le niveau initial maximum dépend des spécifications du transducteur connecté. Les niveaux de stimulation sont donnés en dB nHL, c'est-à-dire par rapport au seuil d'audition d'un groupe de patients normo-entendants, qui est défini comme 0 dB nHL. Le niveau de stimulation des mesures intra-test peut être configuré avant le début de chaque mesure. Il est également possible d'effectuer plusieurs mesures avec le même niveau de stimulus.

Fréquence:

- Si tone burst est sélectionnée comme stimulus de test, la fréquence du tone burst peut être configurée. Si l'option " Permettre le changement de fréquence en cours de test " est activée, la fréquence du stimulus peut également être configurée au début de chaque mesure d'un test. Les patients dont les fonctions vestibulaires sont normales présentent généralement la réponse la plus importante au stimulus tone burst de 500 Hz et, par conséquent, 500 Hz est généralement le choix initial. La fréquence préférée peut toutefois varier en fonction de l'âge du patient et du protocole de test. Utilisez également des fréquences plus élevées si le tone burst de 500 Hz ne donne pas de réponse satisfaisante.

Style de tone burst:

- Le filtre de stimulus peut être configuré comme filtre linéaire ou filtre de Blackman.
- Les cycles de montée, plateau et descente du stimulus peuvent être configurés. Lorsque le nombre de chaque période augmente, la durée totale du stimulus augmente également. Une stimulation abrupte telle que la configuration 1-1-1 évoquera des activités neuronales plus synchrones et fournira donc des réponses plus importantes, tandis que des cycles plus longs tels que la configuration 2-1-2 donneront une plus grande spécificité de fréquence. Étant donné que la syntonisation de fréquence dans les VEMP fournit des informations utiles pour diagnostiquer les maladies de l'oreille interne (par exemple, la maladie de Ménière), la configuration 2-1-2 est recommandée. oVEMP donne des latences de pic plus courtes que celles observées dans la cVEMP et ces pics peuvent être contaminés par l'artefact du stimulus lorsqu'un stimulus à grand cycle est utilisé. Dans ce cas, il convient de réduire le nombre de cycles.

Taux de stimulation:

- Des réponses VEMP robustes peuvent être obtenues à 5 stimuli par seconde et l'amplitude du pic diminue à mesure que le taux de stimulation augmente. Le taux de 10 stimuli par seconde évoque encore des pics distincts. Bien que le décalage de la latence du pic avec l'augmentation du taux de stimulation soit encore discutable, certains rapports montrent qu'un taux de 10 stimuli par seconde n'entraîne pas de décalage significatif du pic par rapport à celui de 5 stimuli par seconde. Pour obtenir les meilleures performances, choisissez 5 stimuli par seconde. Pour réduire la durée du test et donc l'inconfort du patient, sélectionnez 10 stimuli par seconde. En appuyant sur la case du taux de stimulation, il est possible d'entrer un taux de stimulation défini par l'utilisateur. L'intervalle inter-stimulus qui en résulte est affiché sur l'écran des paramètres.

Moyennages:

- Cette fonction permet de configurer le nombre de réponses à mesurer et à calculer la moyenne pour un tracé VEMP. La durée de mesure correspondante par tracé est affichée sur l'écran des paramètres. La durée du test augmente avec le nombre de réponses. Étant donné que la cVEMP et l'oVEMP nécessitent une contraction musculaire du patient pendant la mesure (c'est-à-dire soulever et tourner le cou et regarder vers le haut, respectivement), une durée de test plus courte est souhaitable pour éviter les artefacts myogéniques. Le nombre de moyennages couramment utilisé se situe entre 100 et 200, sur la base des caractéristiques du VEMP, à savoir que les réponses sont robustes et que les positions et les amplitudes des pics se stabilisent rapidement.

Plage du tracé:

- Les tracés moyens des potentiels enregistrés sont affichés en fonction du temps. Ce paramètre permet de configurer la valeur maximale de la durée du tracé.

Étalement de spectre:

- S'il est activé, le taux de stimulation est légèrement modifié afin de réduire l'influence des interférences électriques synchronisées avec le taux de stimulation. Cela réduit également le risque de diminution des réponses due à l'adaptation, s'il y a lieu. L'activation de cette option est toujours recommandée.

Continuer automatiquement:

- Si cette option est activée, l'enregistrement d'une trace continue automatiquement à l'enregistrement de la trace suivante sans demander la configuration du stimulus suivant.

Inversion de la polarité du tracé de l'oreille droite:

- Si cette option est activée, la polarité des réponses de l'oreille droite est inversée par rapport aux réponses de l'oreille gauche. Elle doit être activée si les électrodes rouge et blanche sont placées symétriquement pour des tests bilatéraux consécutifs.

Activité myogène Min/Max:

- La plage d'activité EMG pendant la mesure peut être configurée. Les activités EMG de fond sont nécessaires dans le cas de cVEMP, où le réflexe vestibulaire est un potentiel évoqué inhibiteur. Les plages par défaut sont de 50 à 100 μV pour le cVEMP et de 2 à 10 μV pour l'oVEMP. Le test est interrompu lorsque l'activité myogène est en dehors de la plage configurée et reprend automatiquement lorsque l'activité myogène revient dans la plage configurée.

Protocole VEMP:

- Deux protocoles VEMP sont disponibles: cVEMP et oVEMP. En sélectionnant l'un d'entre eux, une image de montage d'électrodes correspondante s'affiche avant le test.

Avant de commencer le test, le patient doit être informé de la procédure. Si on effectue le test cVEMP, la contraction du SCM du patient et les problèmes de la colonne vertébrale doivent être évalués. Afin de réduire les artefacts musculaires, le patient doit être calme et parfaitement détendu, confortablement allongé sur un fauteuil ou un lit. Afin de réduire les artefacts environnementaux, la mesure doit être effectuée dans une pièce à faible radiation électromagnétique, c'est-à-dire dans une cabine métallique blindée électriquement ou dans toute autre pièce dépourvue d'appareils électriques sous tension (par exemple, ordinateur, lampe, téléphone, téléphone portable ou transformateur d'alimentation) à proximité de l'équipement de mesure.

Étant donné que des stimuli acoustiques transitoires de haut niveau sont nécessaires pour obtenir les réponses VEMP, les utilisateurs doivent s'assurer que le stimulus est correctement calibré avant le test. En outre, le niveau du stimulus doit être choisi soigneusement afin que le patient ne ressente pas de gêne subjective liée à l'intensité sonore et ne subisse pas de dommages physiques. Si l'on utilise un conducteur osseux, le niveau de stimulation doit être inférieur à celui d'un stimulus conduit par l'air.

Assurez-vous qu'un transducteur valide (par exemple, un casque, des écouteurs intra-auriculaires ou un conducteur osseux) et un câble d'électrode sont connectés. Assurez-vous que la peau est propre aux emplacements prévus pour les électrodes. Le cas échéant, nettoyez soigneusement la peau (par exemple, à l'aide d'un gel de préparation de la peau) afin d'éliminer la saleté, l'huile et les peaux mortes superficielles. Sélectionnez les électrodes appropriées et fixez-les sur la peau du patient. Un gel électrolytique peut être appliqué sur le contact de l'électrode afin d'améliorer la conductivité de la couche cutanée, ce qui augmente efficacement la surface de l'électrode. Attachez les pinces du câble d'électrodes à l'électrode appropriée. Les électrodes blanche et rouge sont les électrodes d'enregistrement, l'électrode noire est l'électrode de masse. Ne placez pas l'électrode de masse près du cœur pour éviter d'induire des ondes d'électrocardiographie (ECG). Il existe plusieurs possibilités pour placer les électrodes. La position des électrodes affecte la morphologie de la forme d'onde, l'amplitude du pic et la latence.

Sélectionnez l'oreille à tester. Une illustration du montage d'électrodes en fonction du type de test (c'est-à-dire cVEMP ① ou oVEMP ②) s'affiche. L'oreille testée est indiquée par une icône rouge (droite) ou bleue (gauche) ③.

- Montage des électrodes pour cVEMP

L'électrode blanche est placée au tiers supérieur du muscle SCM du côté testé, l'électrode rouge est placée sur la jonction sternoclaviculaire et l'électrode noire est montée sur le front. Les électrodes blanche et rouge peuvent également être fixées au tiers supérieur du muscle SCM gauche et droit, respectivement (montage symétrique pour les tests bilatéraux).

- Montage des électrodes pour oVEMP

L'électrode blanche est fixée latéralement sur la ligne médiane (c'est-à-dire légèrement à l'extérieur par rapport à la pupille) de la paupière inférieure du côté opposé au côté testé. L'électrode rouge est fixée 1 à 2 cm sous l'électrode blanche sur la ligne médiane (c'est-à-dire directement sous la pupille) et l'électrode noire est montée sur le front. Les électrodes blanche et rouge peuvent également être fixées sous l'œil droit et l'œil gauche, respectivement (montage symétrique pour les tests bilatéraux).

Les électrodes doivent être positionnées avec soin, car un léger déplacement de la position de l'électrode entraînera un changement radical de la structure des potentiels enregistrés dans les deux types de test VEMP. L'électrode noire (masse) peut également être placée sur le menton, le nez ou la joue. Pour les tests bilatéraux, il est important de placer les électrodes de manière symétrique afin d'obtenir des résultats comparables. Le montage symétrique ne nécessite pas de déplacer les électrodes au cours de tests bilatéraux consécutifs, ce qui permet de gagner du temps et de réduire l'inconfort du patient, bien que l'amplitude des pics puisse être inférieure à celle du montage standard.

La mesure de l'impédance de l'électrode commence (voir *Figure 69*). L'impédance de l'électrode dépend du matériau de l'électrode et de la surface avec laquelle elle est en contact. L'impédance est indiquée pour l'électrode rouge et l'électrode blanche, respectivement, par rapport à l'électrode noire ④. On peut commencer le test VEMP en appuyant sur la touche play ⑤ si les impédances sont inférieures à 6 k Ω et si la différence entre l'impédance des électrodes rouge et blanche est inférieure à 3 k Ω . Si vous n'appuyez pas sur la touche play pendant certain temps, un message apparaît pour vous rappeler de démarrer la mesure en appuyant sur la touche play. Il est possible de configurer un démarrage automatique du test VEMP lorsque des impédances adéquates sont disponibles dans les préférences du PEA. L'écran prêt à tester s'affiche alors automatiquement si les impédances sont inférieures à 4 k Ω et si la différence d'impédance est inférieure à 2 k Ω . Toutefois, dans certains cas, ces impédances peuvent ne pas être obtenues (par exemple, chez les jeunes enfants, le nettoyage de la peau peut ne pas être possible car l'enfant se réveillerait si on lui frottait la peau) et un test VEMP doit être effectué malgré des conditions de test qui ne sont pas idéales. Dans ces cas, un bouton avancer apparaît si les impédances sont inférieures à 12 k Ω et si la différence d'impédance est inférieure à 6 k Ω . Si les impédances sont plus mauvaises, aucun test VEMP n'est possible. Si les impédances sont trop élevées, vérifiez le câble de l'électrode (voir *UTILISATION PRATIQUE* à la section [3.2.5: Vue d'ensemble : Potentiels évoqués auditifs](#)) et nettoyez la peau, utilisez un gel conducteur et attendez quelques minutes jusqu'à ce que le gel s'infilte dans la peau.

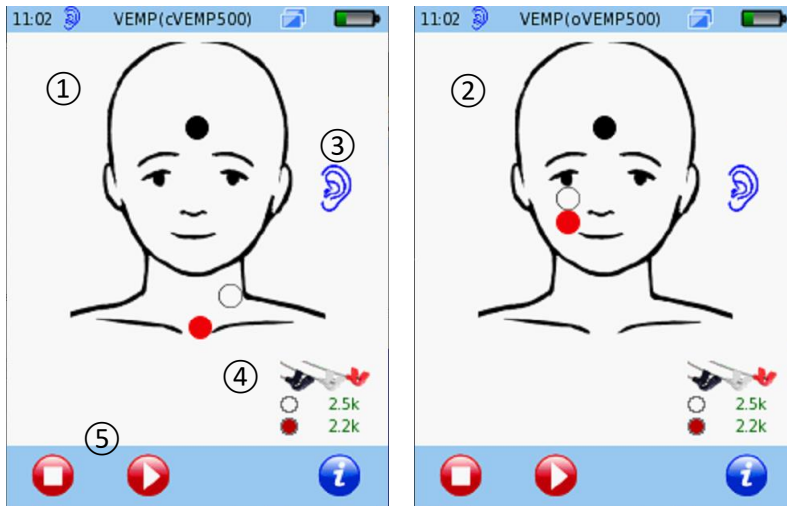


Figure 68: Mesure de l'impédance VEMP avec montage d'électrodes correspondant au type de test sélectionné (à gauche: cVEMP; à droite: oVEMP; les deux testant l'oreille gauche). Les exemples montrent de bonnes impédances avec la touche play

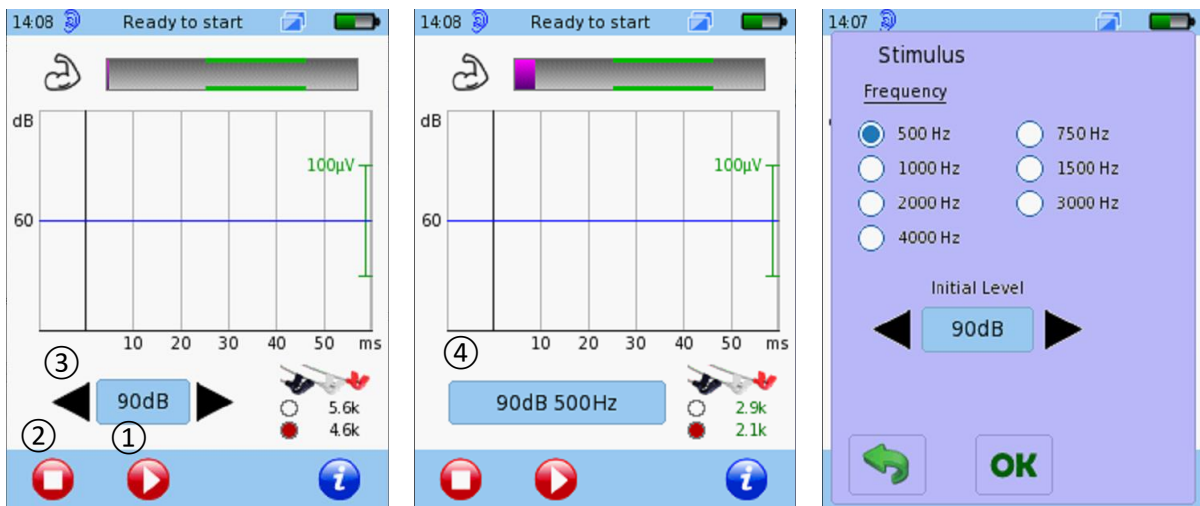


Figure 69: Écran VEMP prêt à démarrer (à gauche: changement de fréquence en cours de test désactivé; au milieu: changement de fréquence en cours de test activé; à droite: écran de réglage du niveau et de la fréquence)

Une fois la mesure de l'impédance de l'électrode réussie, vous pouvez passer à l'écran prêt à tester (Figure 69) en appuyant sur la touche play (ou d'avance). Vous pouvez commencer la mesure VEMP en appuyant sur la touche play ① ou terminer le test en appuyant sur la touche arrêt ②. Dans l'écran prêt à tester, le niveau du stimulus peut être modifié en appuyant sur les flèches de changement de niveau ③. Si l'option de changement de fréquence en cours de test est activée, un bouton de réglage niveau-fréquence ④ s'affiche à la place. Si l'on appuie sur le bouton de configuration, un écran de configuration niveau-fréquence s'ouvre. On peut quitter l'écran de réglage en appuyant sur la touche retour ⑤ (sans enregistrer les modifications) ou sur la touche OK ⑥ (en enregistrant les modifications).

Avant le test, demandez au patient de prendre la position de test suivante.

- cVEMP

Vérifier l'état de la colonne vertébrale du patient pour s'assurer qu'il peut maintenir une contraction adéquate du muscle SCM sans provoquer de douleur ou d'inconfort. Demandez au patient de soulever légèrement la tête de la position de repos, puis de la tourner dans la direction opposée à l'oreille stimulée à $\geq 45^\circ$ (c'est-à-dire torsion du cou) pour contracter le muscle SCM. On doit demander au patient de maintenir la position de sa tête pendant le test.

- oVEMP

Demandez au patient d'effectuer un regard vers le haut de $\sim 35^\circ$ en gardant la tête en position de repos. On doit demander au patient de maintenir le regard vers le haut pendant le test.

Le stimulus VEMP est présenté à travers le transducteur et la réponse est détectée à travers le câble de l'électrode. Pendant la mesure, l'impédance de l'électrode et les potentiels EMG sont surveillés. Si les impédances deviennent trop élevées (par exemple, si une électrode est tombée), le test est automatiquement interrompu. La mesure est également interrompue automatiquement si l'activité EMG observée sort de la plage spécifiée par l'utilisateur (par exemple, si la position de la tête du patient ou la direction du regard est modifiée de manière incorrecte). Le test ne peut être poursuivi que si les impédances des électrodes reviennent à des valeurs tolérables et que l'activité myogénique se situe dans la plage spécifiée.

Pendant la mesure de la VEMP, les informations suivantes sont affichées à l'écran (voir *Figure 70*):

Les tracés VEMP sont affichés pour chaque niveau de stimulus et chaque fréquence sélectionnés. Dans l'écran de mesure standard, un maximum de huit tracés sont affichés en même temps. Le tracé actuellement testé est affiché en rouge (oreille droite) ou en bleu (oreille gauche). La trace verte indique la forme d'onde du stimulus. L'échelle de temps peut être adaptée en faisant glisser un doigt horizontalement sur l'axe de temps de la zone graphique des tracés VEMP. En faisant glisser un doigt verticalement sur la zone du graphique, l'échelle d'amplitude peut être adaptée. En appuyant sur les tracés VEMP (décrit ci-dessous, voir *Figure 71*), l'écran des marqueurs de pics s'affiche. Vous pouvez revenir à l'écran de mesure standard en appuyant sur la touche retour de l'écran du marqueur de pics.

La barre EMG ① représente l'activité myogénique, qui est un indicateur de la contraction musculaire du patient. La plage EMG valide configurée est indiquée par des lignes vertes dans la barre. Si les conditions de mesure sont bonnes, la barre EMG doit rester dans la plage verte. L'EMG en dehors de la plage verte indique que la contraction musculaire peut être trop faible (par exemple, pas assez de torsion du cou) ou trop forte (par exemple, mouvement, mâchoire/dents serrées, yeux plissés). La stimulation et la mesure sont interrompues si la valeur EMG sort de la zone verte. La barre de progression ② indique la progression de la mesure sur le tracé actif. Si la barre est pleine, la mesure pour le tracé actuel est terminée, c'est-à-dire que le nombre de moyennages défini par l'utilisateur est atteint. L'impédance de l'électrode ③ est régulièrement mise à jour pendant la mesure et la mesure est interrompue si l'impédance devient trop élevée. Le test peut être interrompu manuellement ④, poursuivi après une pause ou arrêté ⑤. Il est également possible de sauter une mesure en cours ⑥. Le test est mis en pause (c'est-à-dire qu'il revient au mode prêt à démarrer) après la fin de l'enregistrement de chaque tracé (*Figure 70* droite). Le niveau (et la fréquence, si le changement de fréquence en cours de test est activé) peut être réglé en appuyant sur le bouton de niveau/fréquence ⑦ pour un nouvel enregistrement de tracé. Vous pouvez démarrer un nouvel enregistrement de tracé avec le niveau et/ou la fréquence nouvellement configurés en appuyant sur la touche play ⑧. Un maximum de huit traces peut être enregistré lors d'un test VEMP. Le test est terminé lorsque qu'on appuie sur la touche d'arrêt ⑤.

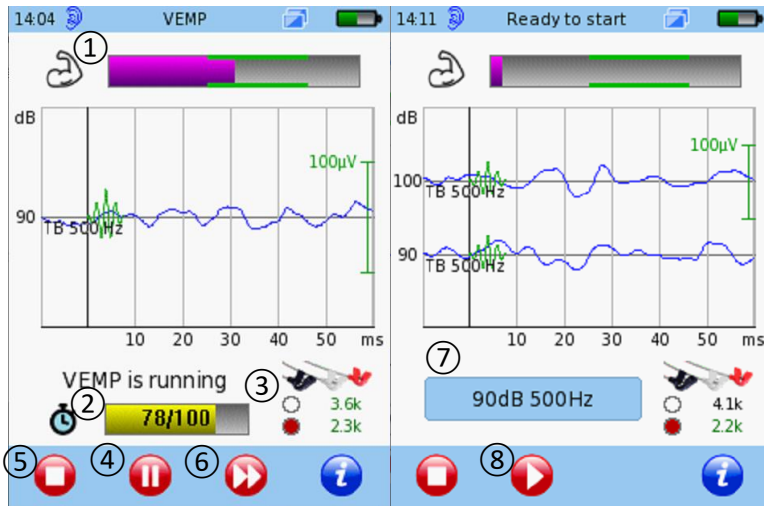


Figure 70: Mesure de VEMP (à gauche: écran de mesure standard; à droite: écran prêt à démarrer pour le test)

Une fois le test terminé, le résultat VEMP s'affiche (voir Figure 71). Les tracés VEMP enregistrés ① sont affichés pour chaque niveau de stimulus et chaque fréquence. Un diagramme à barres ② à gauche de chaque tracé représente l'activité EMG globale pour le tracé. La résolution de l'axe d'amplitude peut être modifiée en faisant glisser un doigt vers le haut (zoom avant) ou vers le bas (zoom arrière) sur l'écran du graphique des résultats. Les tracés peuvent être triés par temps (ordre du test) ou par niveau et les tracés VEMP du même niveau peuvent être affichés de manière résumée ou peuvent être tracés les uns sur les autres afin d'évaluer la répétabilité d'une réponse VEMP pour un niveau donné. Si l'option de changement de fréquence en cours de test a été sélectionnée, les tracés sont affichés pour chaque paire de niveaux-fréquence testée et peuvent être triés par fréquence. Si l'autre côté n'a pas été testé, le bouton de l'oreille avec une touche play ③ est affiché. Les mêmes conditions peuvent être testées sur l'autre oreille en appuyant sur cette touche. Si les deux côtés ont été testés, le bouton de l'oreille sans touche play ④, qui représente l'oreille sélectionnée, est affiché à la place. Vous pouvez changer l'affichage du résultat gauche-droite en appuyant sur cette touche. La résolution de l'axe temporel peut être modifiée en faisant glisser un doigt vers la droite (zoom avant) ou vers la gauche (zoom arrière) sur l'axe temporel de l'écran du graphique des résultats. Les latences pour P1 et N1 peuvent être ajustées par l'utilisateur sur l'écran du marqueur de pics ⑤. Le marqueur actif est indiqué par un cercle. Cet écran affiche un maximum de trois traces triées par niveau de stimulation (ou par fréquence si le changement de fréquence en cours de test a été activé). Pour faire défiler l'affichage des traces vers le haut ou vers le bas, sélectionnez n'importe quel marqueur de la trace supérieure ou inférieure, respectivement. Le marqueur actif peut être déplacé le long de la trace sélectionnée à l'aide des boutons fléchés droite/gauche ⑥ et peut être fixé en appuyant sur le bouton de fixer le marqueur ⑦. Lorsque le marqueur est déplacé, il est gris. Lorsqu'il est fixé, il devient rouge ou bleu (pour l'oreille droite ou gauche, respectivement). La latence correspondant au marqueur actif et l'amplitude pic à pic qui en résulte sont affichées sous forme de valeur numérique sous le graphique des courbes VEMP. Vous pouvez choisir le marqueur (P1 ou N1) que vous souhaitez modifier en appuyant sur le bouton de sélection du marqueur de pic ⑧. Si un marqueur a été modifié, un bouton OK ⑨ apparaît au pied de page. Lorsque l'on quitte la vue des résultats, les modifications peuvent être acceptées en appuyant sur la touche OK ⑨ ou rejetées en appuyant sur la touche retour ⑩.

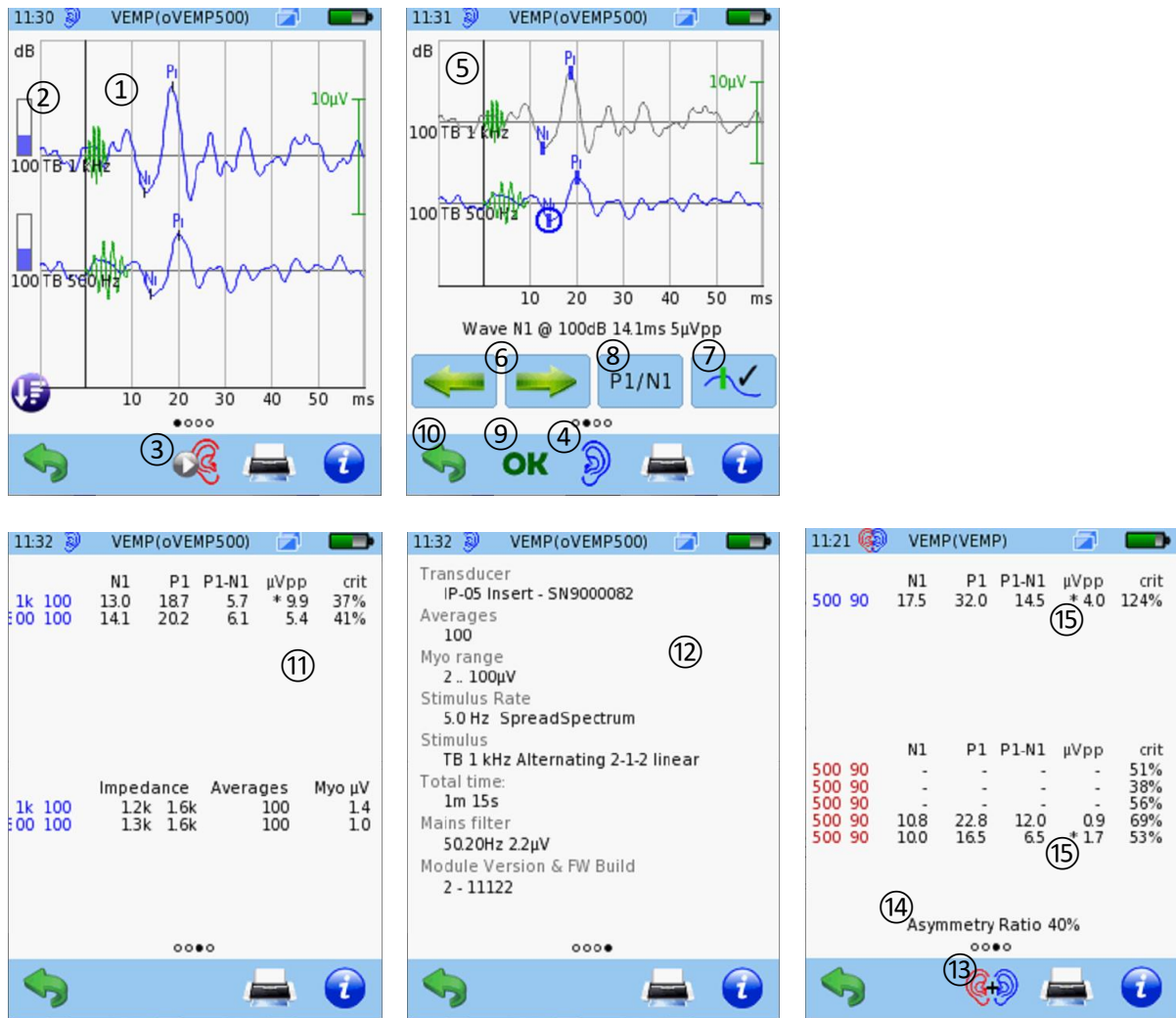


Figure 71: Résultat VEMP (en haut à gauche: traces avec pic P1/N1 confirmé; en haut à droite: réglages du marqueur de pic; en bas à gauche: données de mesure; en bas au milieu: informations générales sur le test; en bas à droite: données de mesure bilatérales)

En faisant glisser un doigt de droite à gauche sur l'écran des résultats, vous pouvez passer à d'autres vues des résultats. Les deux écrans présentent les valeurs numériques des latences, des latences interpics et des amplitudes pic à pic, ainsi que d'autres informations relatives au test (telles que les impédances, le nombre de moyennages et le potentiel myogénique pré-stimulus pour chaque tracé) (11), et des informations générales sur le transducteur utilisé et les réglages (telles que les moyennages, la gamme EMG, le taux de stimulation, le type de stimulus, les options de test, la durée totale, les informations sur le filtre de réseau et les versions du module et du micrologiciel) (12).

Si les deux côtés ont été testés consécutivement à l'aide de la touche play de l'autre oreille (3), les résultats de ces tests peuvent être affichés sur le même écran en appuyant plusieurs fois sur l'icône de l'oreille (4) jusqu'à ce que l'icône des deux oreilles (13) apparaisse. Si les mêmes conditions de stimulus (type de stimulus, fréquence de stimulus et niveau) ont été utilisées pour les deux oreilles et que des marqueurs de pics ont été fixés pour l'une des traces stockées dans les deux résultats, le rapport d'asymétrie (14) est automatiquement calculé et affiché. Il indique l'ampleur de la différence des amplitudes pic à pic entre les deux oreilles. Si plusieurs amplitudes pic à pic sont disponibles dans un

test (c'est-à-dire que plusieurs tracés avec des pics définis ont été stockés dans le test), la valeur d'amplitude pic à pic la plus élevée pour une condition de stimulus donnée, indiquée par une étoile (15), est utilisée pour calculer le rapport d'asymétrie.

Pour l'interprétation des résultats du test VEMP, les exemples de cas suivants peuvent être pris en considération:

- Patient normal: Les VEMP avec des stimuli de type tone burst présentent généralement des pics au-dessus de 80 dB HL et les pics diminuent rapidement à mesure que le niveau du stimulus diminue. La fréquence du stimulus de 500 Hz évoque généralement les plus grandes amplitudes P1 et N1. Les amplitudes VEMP diminuent généralement avec l'âge.
- Maladie de Ménière: la fréquence du stimulus qui évoque l'amplitude maximale de pic à pic est décalée à une fréquence supérieure à 500 Hz. On observe également un rapport d'asymétrie élevé dans le cVEMP, généralement supérieur à 35 %.
- Syndrome de la troisième fenêtre (syndrome de déhiscence du canal supérieur): le seuil maximal diminue jusqu'à ≥ 10 dB en dessous du seuil normal pour un stimulus donné.
- Schwannome vestibulaire: les tumeurs provenant du nerf vestibulaire inférieur sont associées à des réponses VEMP absentes. Les patients atteints de schwannome vestibulaire ont des réponses cVEMP faibles ou absentes et/ou présentent un rapport d'asymétrie élevé. Les latences maximales restent généralement dans la plage normale, mais certains patients atteints de tumeurs de grande taille présentent des latences prolongées.
- Névrite vestibulaire: environ la moitié des patients présentent des réponses VEMP anormales. Certains patients présentant des réponses VEMP anormales ont des réponses caloriques normales.
- Sclérose en plaques: Les latences P1-N1 sont prolongées. Les réponses VEMP sont absentes chez les patients atteints de lésions du tronc cérébral telles que le syndrome de Wallenberg.

LITTÉRATURE

- Bickford RG, Jacobson JL, Cody DTR (1964): Nature of average evoked potentials to sound and other stimuli in man, *Ann N Y Acad Sci* 112, p. 204–223.
- Colebatch JG, Halmagyi GM, Skuse NF (1994): Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex, *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 57, p. 190–197.
- Curthoys IS (2010): A critical review of the neurophysiological evidence underlying clinical vestibular testing using sound, vibration and galvanic stimuli, *Clin Neurophysiol* 121, p. 132–144.
- Curthoys IS, Vulovic V, Manzari L (2012): Ocular vestibular-evoked myogenic potential (oVEMP) to test utricular function: neural and oculomotor evidence, *Acta Otorhinolaryngol Ital* 32, p. 41–45.
- Curthoys IS, Vulovic V, Burgess AM, Sokolic L, Goonetilleke SC (2016): The response of guinea pig primary utricular and saccular irregular neurons to bone-conducted vibration (BCV) and air-conducted sound (ACS), *Hear Res* 331, p. 131–143.
- Curthoys IS, Grant JW, Burgess AM, Pastras CJ, Brown DJ, Manzari L. (2018): Otolithic Receptor Mechanisms for Vestibular-Evoked Myogenic Potentials: A Review, *Front Neurol* 9, p. 366.
- Dlugaiczyk J (2020): Evidence-based diagnostic use of VEMPs: From neurophysiological principles to clinical application, *HNO* 68(Suppl 2), p. 69-78.
- Iwasaki S, McGarvie LA, Halmagyi GM, Burgess AM, Kim J, Colebatch JG, Curthoys IS (2007): Head taps evoke a crossed vestibulo-ocular reflex, *Neurology* 68, p. 1227–1229.
- Kantner C, Gürkov R (2014): The Effects of Commonly Used Upward Gaze Angles on Ocular Vestibular Evoked Myogenic Potentials, *Otology & Neurotology* 35(2), p. 289-293.

- McCaslin DL, Fowler A, Jacobson GP (2014): Amplitude normalization reduces cervical vestibular evoked myogenic potential (cVEMP) amplitude asymmetries in normal subjects: proof of concept, *J Am Acad Audiol* 25(3), p. 268–277.
- McCue MP, Guinan JJ Jr. (1994): Acoustically responsive fibers in the vestibular nerve of the cat, *J Neurosci* 14, p. 6058–6070.
- McNerney KM, Burkard RF (2011): The vestibular evoked myogenic potential (VEMP): air- versus bone-conducted stimuli, *Ear Hear* 32(6), p. e6-e15.
- Piker EG, Jacobson GP, McCaslin DL, Hood LJ (2011): Normal characteristics of the ocular vestibular evoked myogenic potential, *J Am Acad Audiol* 22(4), p. 222–230.
- Rauch SD, Zhou GW, Kujawa SG, Guinan JJ, Herrmann BS (2004): Vestibular-evoked myogenic potentials show altered tuning in patients with Meniere’s disease, *Otol Neurotol* 25(3), p. 333–338.
- Rosengren SM, McAngus Todd NP, Colebatch JG (2005): Vestibular-evoked extraocular potentials produced by stimulation with bone-conducted sound, *Clin Neurophysiol* 116, p. 1938–1948.
- Rosengren SM, Govender S, Colebatch JG. (2009): The relative effectiveness of different stimulus waveforms in evoking VEMPs: significance of stimulus energy and frequency, *J Vestib Res* 19(1-2), p. 33–40.
- Rosengren SM, Govender S, Colebatch JG. (2011): Ocular and cervical vestibular evoked myogenic potentials produced by air- and bone-conducted stimuli: comparative properties and effects of age, *Clin Neurophysiol.* 122(11), p. 2282-2289.
- Rosengren SM (2015): Effects of muscle contraction on cervical vestibular evoked myogenic potentials in normal subjects, *Clin Neurophysiol* 126(11), p. 2198–2206.
- Rosengren SM, Colebatch JG (2018): The Contributions of Vestibular Evoked Myogenic Potentials and Acoustic Vestibular Stimulation to Our Understanding of the Vestibular System, *Front Neurol* 9, p. 481.
- Rosengren SM, Colebatch JG, Young AS, Govender S, Welgampola MS (2019): Vestibular evoked myogenic potentials in practice: Methods, pitfalls and clinical applications, *Clin Neurophysiol Pract* 4, p. 47-68.
- Sandhu JS, Low R, Rea PA, Saunders NC (2012): Altered frequency dynamics of cervical and ocular vestibular evoked myogenic potentials in patients with Meniere’s disease, *Otol Neurotol* 33, p. 444–449.
- Sheykhleslami K, Murofushi T, Kermany MH, Kaga K (2000): Bone-conducted evoked myogenic potentials from the sternocleidomastoid muscle, *Acta Otolaryngol* 120(6), p. 731-734.
- Taylor RL, Zagami AS, Gibson WP, Black DA, Watson SR, Halmagyi MG, Welgampola MS (2012): Vestibular evoked myogenic potentials to sound and vibration: characteristics in vestibular migraine that enable separation from Meniere’s disease, *Cephalalgia* 32, p. 213–225.
- Todd NP, Rosengren SM, Aw ST, Colebatch JG (2007): Ocular vestibular evoked myogenic potentials (OVEMPs) produced by air- and bone-conducted sound, *Clin Neurophysiol* 118, p. 381–390.
- Welgampola MS, Rosengren SM, Halmagyi GM, Colebatch JG. (2003): Vestibular activation by bone conducted sound. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 74(6), p. 771–778.
- Winters SM, Berg ITB, Grolman W, Klis SFL (2012): Ocular vestibular evoked myogenic potentials: frequency tuning to air-conducted acoustic stimuli in healthy subjects and Meniere’s disease, *Audiol Neuro-Otol* 17, p. 12–19.
- Young ED, Fernandez C, Goldberg JM (1977): Responses of squirrel monkey vestibular neurons to audio-frequency sound and head vibration, *Acta Otolaryngol* 84(5–6), p. 352–360.
- Young YH, Wu CC, Wu CH (2002): Augmentation of vestibular evoked myogenic potentials: an indication for distended saccular hydrops, *Laryngoscope* 112(3), p. 509–512.

3.2.10 Vue d'ensemble : Impédancemétrie

La fonction de l'oreille moyenne est de minimiser la perte d'énergie acoustique qui se produit lorsque le son est transféré de l'air dans le conduit auditif externe (faible densité) au fluide dans l'oreille interne (haute densité). Sans les caractéristiques spécifiques de l'oreille moyenne, environ 99,9 % de l'énergie sonore serait réfléchi au niveau du fluide de l'oreille interne en raison des différentes densités. L'oreille moyenne contribue à améliorer la transmission de l'énergie à l'oreille interne en augmentant la pression et la force du son (voir *Figure 72*). L'augmentation de la pression sonore est simplement due au fait que la surface de la membrane tympanique est dix-sept fois plus grande que la surface de la platine de l'étrier qui est le lien de connexion entre l'oreille moyenne et l'oreille interne au niveau de la fenêtre ovale. L'augmentation de la pression sonore devient claire lorsque l'on examine l'équation physique, qui définit la pression comme la force divisée par la surface ($p = F / A$). Ainsi, avec une surface réduite et une force identique, la pression augmente. L'augmentation de la force est due à la différence de longueur du marteau et de l'enclume, ce qui permet une action de levier de la chaîne ossiculaire (marteau, enclume et étrier). Les deux mécanismes produisent une adaptation d'impédance qui permet de transmettre jusqu'à 60 % de l'énergie sonore à l'oreille interne à environ 1 à 3 kHz.

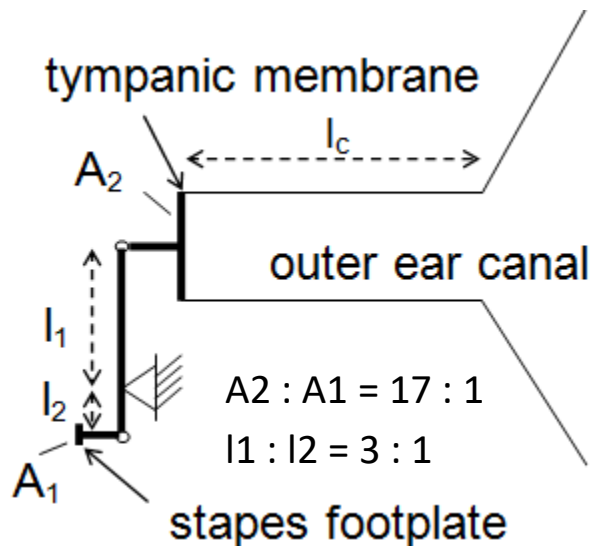


Figure 72: Schéma de l'oreille moyenne. A₁ et A₂ sont les zones de la platine de l'étrier et de la membrane tympanique, l₁ et l₂ sont les longueurs des bras de levier du marteau et de l'enclume

L'oreille moyenne est capable d'augmenter l'impédance si nécessaire pour assurer une protection contre les sons forts. Dans le cas d'un son dépassant environ 80 dB HL, le muscle stapédien est activé, ce qui entraîne une augmentation de la rigidité de l'oreille moyenne. En conséquence, l'énergie transmise à l'oreille interne diminue. Le réflexe stapédien est actif à la fois sur l'oreille ipsilatérale et controlatérale.

Le terme d'immittance comprend l'impédance Z (unité : ohm acoustique) ou l'admittance Y (= 1/impédance, unité : mho acoustique) et leurs composantes complexes. En ce qui concerne l'oreille moyenne, l'impédance définit l'opposition de l'oreille moyenne au flux d'énergie acoustique, tandis que l'admittance définit la quantité d'énergie qui circule dans l'oreille moyenne. Dans le diagnostic de l'oreille moyenne, l'admittance est généralement évaluée. L'admittance est déterminée par la compliance (=1/rigidité, charge du ressort), la masse, et la friction ou la résistance.

Mathématiquement, l'admittance Y est une valeur complexe composée de la conductance G (partie réelle) et de la susceptance B (partie imaginaire), c'est-à-dire $Y = G + jB$. La friction influence la conductance, tandis que la compliance et la masse influencent la susceptance. La conductance (friction) est indépendante de la fréquence, tandis que la susceptance (compliance, masse) dépend de la fréquence, la susceptance compliant étant inversement proportionnelle à la fréquence et la susceptance de la masse étant directement proportionnelle à la fréquence. Avec l'augmentation de la fréquence, la susceptance totale progresse de valeurs positives (contrôlée par la rigidité) vers 0 mmho (résonance) à des valeurs négatives (contrôlée par la masse). La fréquence de résonance est directement proportionnelle à la rigidité de l'oreille moyenne, c'est-à-dire que plus la rigidité augmente, plus la fréquence de résonance augmente (par exemple en cas d'otospongiose), et inversement proportionnelle à la masse de l'oreille moyenne, c'est-à-dire que plus la masse augmente, plus la fréquence de résonance diminue.

Le dispositif de mesure typique consiste en une sonde auriculaire scellée dans le conduit auditif et contenant un transducteur qui produit le signal de stimulus, un microphone qui réceptionne la réponse (c'est-à-dire la partie du stimulus réfléchi par la membrane tympanique) et un orifice pneumatique pour appliquer une pression d'air via un tube. Le dispositif auquel la sonde auriculaire est connectée fournit la pompe permettant de générer une pression d'air variable. L'étalonnage de l'impédance est généralement effectué avec plusieurs cavités de test de volumes différents. Les cavités de test ont un volume d'air défini de sorte que leur admittance est connue. Cela permet de calibrer l'appareil pour la gamme typique d'admittances acoustiques.

L'impédancemétrie détermine la réflectivité du son au niveau du tympan et peut donc fournir des informations sur le dysfonctionnement de l'oreille moyenne causé par différentes pathologies de l'oreille moyenne, notamment l'otospongiose (augmentation de la rigidité), l'otite moyenne (augmentation de la masse) et le dysfonctionnement de la trompe d'Eustache (diminution de la pression statique dans la cavité tympanique). Différentes pathologies peuvent donner lieu à des tympanogrammes similaires (par exemple, un tympanogramme plat peut se produire en raison de la fixation du marteau ou de l'épanchement de l'oreille moyenne), et la même pathologie chez différents patients ou avec différentes caractéristiques peut ne pas donner lieu à des formes de tympanogramme identiques (par exemple, le tympanogramme de l'épanchement de l'oreille moyenne dépend de la quantité de liquide dans la cavité tympanique), de sorte que des diagnostics supplémentaires peuvent être nécessaires. La tympanométrie et les tests de réflexe stapédien ne peuvent pas être raisonnablement effectués si le tympan est perforé (par exemple si un drain transtympanique est en place). Pour plus d'informations sur la tympanométrie, les tests de réflexe stapédien et les tests de fonction de la trompe d'Eustache, veuillez vous référer aux sections [3.2.11 : Tympanométrie](#), [3.2.12 : Test des réflexes stapédiens](#) et [3.2.13 : Tests de fonctionnement de la trompe d'Eustache](#), respectivement.

UTILISATION PRATIQUE

Il est recommandé de vérifier régulièrement le fonctionnement du système pneumatique (c'est-à-dire le tube et l'unité de pompage). Cela peut être fait par le test de l'unité de pompage (voir *Figure 73*), qui vérifie la génération et la rétention correctes de la pression. Connectez la sonde tympanométrique à l'appareil et assurez-vous que le tube est également correctement fixé à l'appareil. Placez l'extrémité de la sonde dans une cavité de test appropriée et assurez-vous que l'extrémité de la sonde est profondément insérée dans la cavité de test afin qu'il n'y ait pas de fuite entre l'extrémité de la sonde

et la cavité de test. Tout d'abord, la génération de pression est testée. La pression d'air statique commence à 0 daPa et augmente continuellement jusqu'à +200 daPa, c'est-à-dire qu'une courbe d'augmentation continue doit être affichée. Deuxièmement, la rétention de la pression est testée. La pression d'air statique initiale de +200 daPa doit être maintenue sans réduction majeure de la pression d'air pendant la durée du test, c'est-à-dire qu'une ligne assez plate doit être affichée. Si le système pneumatique fonctionne correctement, le test est réussi (c'est-à-dire qu'une icône verte est affichée). Veuillez noter que si le deuxième sous-test (maintien de la pression) échoue, cela peut être dû à une fuite de la connexion, qui peut principalement se produire entre la sonde auriculaire et la cavité de test. Dans ce cas, essayez une autre cavité de test ou essayez de sceller la sonde en détachant l'extrémité de la sonde et en plaçant un doigt sur les canaux de sortie. Une autre solution consiste à effectuer le test pour l'unité de pompage uniquement comme suit : détachez la sonde tympanométrique de l'appareil et fermez la prise de pression d'air au niveau de l'appareil, par exemple avec un doigt ou en vissant le bouchon sur la prise de pression. Dans cette configuration, seule l'unité de pompage de l'appareil est testée.

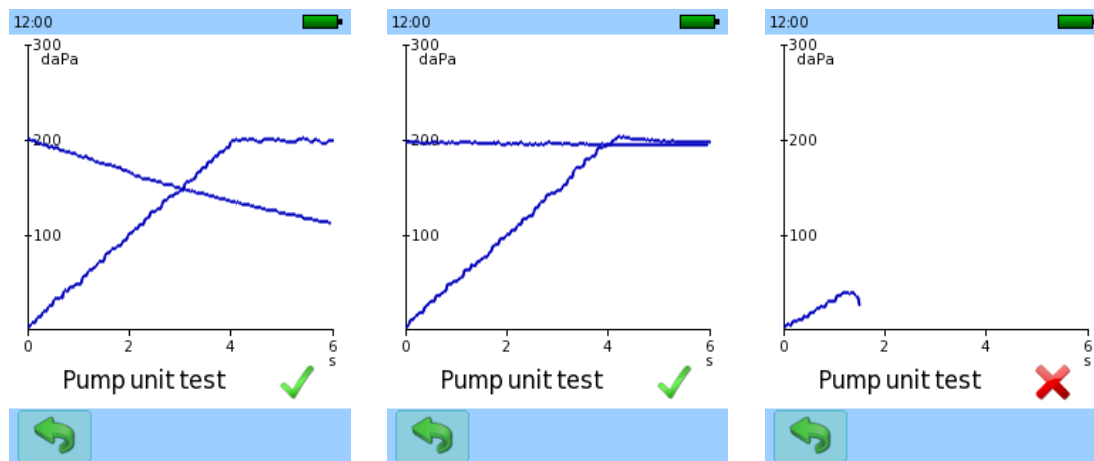
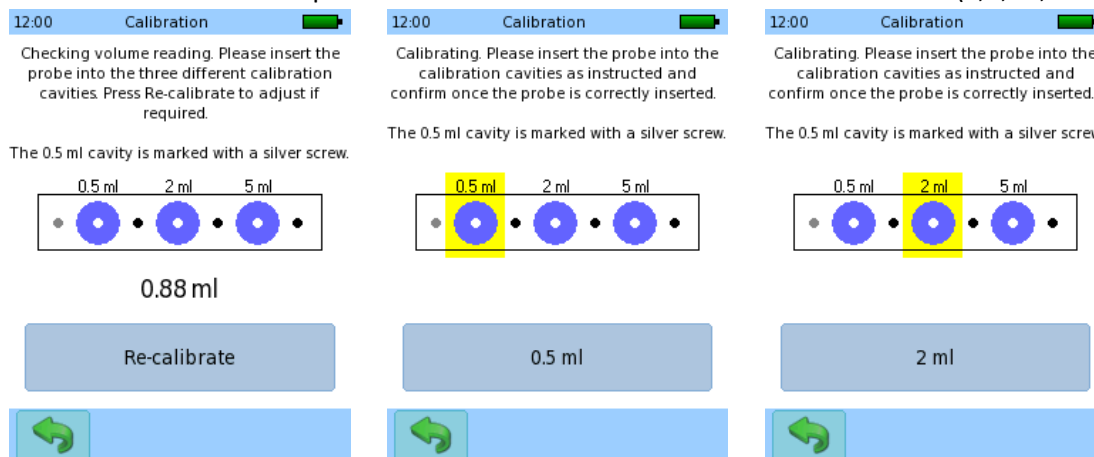


Figure 73: Test de l'unité de pompage (à gauche : test avec un joint d'étanchéité légèrement fuyant de la pointe de la sonde ; au milieu : test avec une prise de pression fermée ; à droite : test échoué avec un joint d'étanchéité fuyant lorsque la pointe de la sonde n'est pas insérée dans la cavité de test)

Il est recommandé de réajuster régulièrement l'étalonnage de l'admittance sur l'appareil par la procédure d'étalonnage de la tympanométrie (voir Figure 74), qui fixe les valeurs de référence d'admittance correctes pour les trois cavités de test de volume connu (0,5, 2,0 et 5,0 ml).



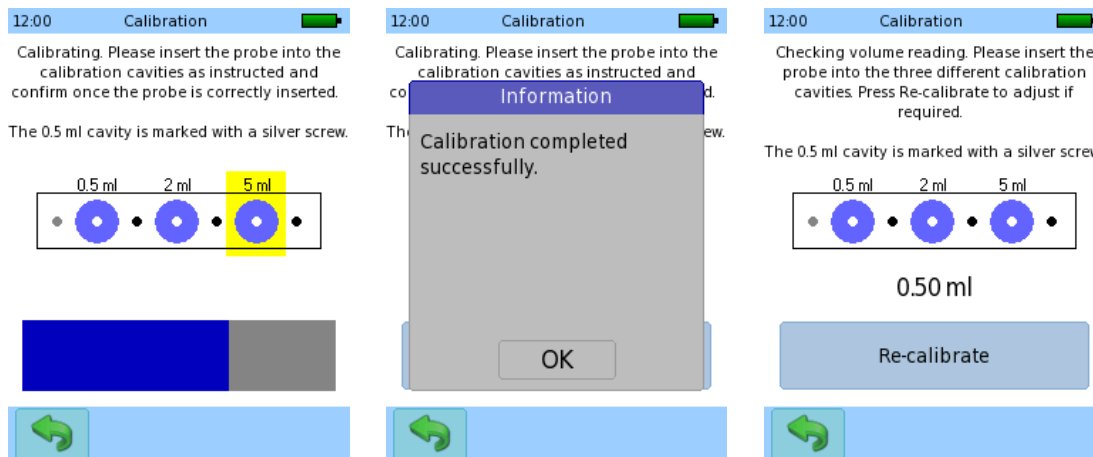


Figure 74: Calibrage des admittances à trois volumes différents

Pour ce test, utilisez la boîte de la cavité de test fournie. Placez le bout de la sonde approprié (PT-S) dans la première cavité de test (par exemple 0,5 ml) et assurez-vous que le bout de la sonde est profondément inséré afin qu'il n'y ait pas de fuite entre le bout de la sonde et la cavité de test. Attendez que la valeur du volume se stabilise. Si la valeur affichée diffère de la valeur nominale, appuyez sur le bouton de *recalibrage*. Appuyez sur le bouton volume (0,5 ml) pour lancer l'étalonnage pour le volume de 0,5 ml. L'admittance respective est ajustée en conséquence. Procédez avec les deux autres volumes comme indiqué sur l'écran. Pendant l'étalonnage d'un volume, une barre de progression est affichée. Si les trois volumes de test ont été calibrés, une boîte de message apparaîtra indiquant si le calibrage a réussi ou échoué. Si le calibrage a échoué, veuillez répéter la procédure et vous assurer que vous utilisez les volumes corrects comme indiqué à l'écran. N'oubliez pas que le volume de la cavité située à côté de la vis en argent représente le volume de 0,5 ml. Après un calibrage réussi, vous pouvez vérifier le calibrage de l'admittance en saisissant à nouveau le calibrage de la tympanométrie. Vérifiez que la valeur affichée correspond à la valeur nominale respective.

Si vous vous écartez de la procédure décrite ci-dessus ou si vous suspectez un dysfonctionnement, veuillez réessayer avec une autre sonde tympanométrique et/ou contactez votre distributeur.

LITTÉRATURE

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

3.2.11 Tympanométrie

MÉTHODOLOGIE

La conduction du son à travers l'oreille moyenne (de la membrane tympanique via les osselets jusqu'à la platine de l'étrier) peut être testée en mesurant l'admittance acoustique (= 1/impédance) de la membrane tympanique tout en faisant varier la pression statique dans le conduit auditif externe à l'aide d'une pompe à air. La fonction de la membrane tympanique est optimale si la pression est égale des deux côtés, c'est-à-dire dans la cavité tympanique et dans le conduit auditif externe. Dans cet état, la vibration de la membrane tympanique est maximale et la plus grande partie d'un signal sonore est transmise à l'oreille interne et seule une petite partie est réfléchi. En cas de pression différente des deux côtés de la membrane tympanique, une plus grande quantité d'énergie est réfléchi. Cette situation peut se produire, par exemple, en raison d'un trouble de la ventilation de la cavité tympanique, de fluide dans la cavité tympanique ou d'une perforation de la membrane tympanique. En général, il faut tenir compte du fait que les tests d'impédance se réfèrent uniquement à l'énergie acoustique qui circule dans l'oreille moyenne, mais pas à la quantité d'énergie transmise par le système. Il existe des pathologies spécifiques (par exemple les plaques tympanosclérotiques) qui peuvent entraîner un tympanogramme anormal mais qui ne sont pas associées à une perte auditive distincte. En revanche, l'otospongiose peut produire un tympanogramme relativement normal avec une perte auditive marquée.

En raison de la position de la mesure, qui est éloignée de la membrane tympanique, la mesure de l'admittance est influencée par les propriétés de l'oreille moyenne et du conduit auditif externe et donc aussi par la profondeur d'insertion de la sonde. Pour obtenir une mesure de l'admittance de l'oreille moyenne seule, l'admittance du conduit auditif doit être retirée de l'admittance globale. Sous une tension suffisante de la membrane tympanique par une pression positive ou négative élevée, l'admittance de l'oreille moyenne est ramenée à zéro, c'est-à-dire que l'admittance dans ces conditions fournit une estimation de l'admittance dans le conduit auditif. L'admittance du conduit auditif peut être soustraite de l'admittance globale en raison de l'hypothèse selon laquelle les impédances du conduit auditif et de l'oreille moyenne sont configurées en parallèle (Djupesland et Zwislocki, 1972), ce qui signifie que les admittances sont additionnées ($Y_{total} = Y_{conduit\ auditif} + Y_{oreille\ moyenne}$). Cependant, cette hypothèse n'est qu'une approximation, de sorte que l'admittance dans le conduit auditif dérivée des mesures tympanométriques est une estimation. En général, cette procédure est considérée comme adéquate pour un usage clinique.

La tympanométrie clinique standard est généralement effectuée avec un stimulus de basse fréquence à 226 Hz (ou 220 Hz). À basse fréquence, le système normal de l'oreille moyenne est contrôlé par la rigidité et la susceptance (élément de rigidité) contribue davantage à l'admittance globale que la conductance (élément de friction). D'autres fréquences typiques de tonalité de sonde comprennent 678 Hz (ou 630, 660 Hz), 800 Hz et 1000 Hz.

En général, la pression atmosphérique statique varie de +300 daPa à -300 daPa. Le sens du changement de pression (c'est-à-dire de la pression positive à la pression négative ou vice versa) peut influencer l'admittance statique (Wilson *et al.*, 1984). À des fréquences plus élevées (par exemple 678 Hz), les tympanogrammes à encoches sont plus fréquents lorsque la pression augmente (Wilson *et al.*, 1984). De plus, le taux de changement de pression peut avoir un effet sur les tympanogrammes. Les tympanogrammes à un seul pic augmentent généralement en amplitude avec l'augmentation du taux de variation de la pression, mais l'incidence des tympanogrammes à plusieurs pics augmente

également (Creten et van Camp, 1974). En outre, l'incidence des encoches augmente avec les séries successives de mesures tympanométriques, peut-être en raison de la viscoélasticité de la membrane tympanique.

Le résultat de la mesure de l'admittance est un graphique appelé tympanogramme qui représente l'admittance de l'oreille moyenne en fonction de la pression d'air statique dans le conduit auditif externe (voir *Figure 75*). Les différentes pathologies de l'oreille moyenne présentent différentes formes de tympanogramme. La description approximative suivante se réfère aux tympanogrammes de basse fréquence (226 Hz). En cas de fonctionnement normal de l'oreille moyenne, la forme du tympan correspond à une courbe en cloche gaussienne dont le maximum se situe autour de la pression statique zéro (ligne noire continue), c'est-à-dire que l'énergie maximale est transférée dans l'oreille moyenne à la pression atmosphérique sans aucun décalage de la pression statique. En cas de dysfonctionnement de la trompe d'Eustache, le pic de la courbe en cloche gaussienne est décalé dans le sens des valeurs de pression négative (ligne pointillée rouge). Cela est dû au fait que la membrane tympanique se déplace mieux dans sa position normale, c'est-à-dire lorsque la pression statique dans le conduit auditif et la pression statique dans la cavité tympanique sont identiques. Si la pression statique dans la cavité tympanique est négative, alors la pression statique dans le conduit auditif externe doit être négative avec la même valeur. Par conséquent, le pic de la courbe en cloche gaussienne est présent exactement à la pression statique qui est obtenue dans la cavité tympanique. En cas d'épanchement de l'oreille moyenne, la masse de l'oreille moyenne est augmentée. Dans ce cas, le mouvement de l'oreille moyenne est considérablement réduit, ce qui entraîne une compliance plus faible (ligne pointillée bleu clair), qui est presque indépendante de la pression statique. De plus, en cas d'otospongiose, le mouvement de l'oreille moyenne est réduit. En conséquence, le pic de la courbe gaussienne en cloche est faible, mais se situe dans la plage de pression statique nulle (courbe pleine grise). Un muscle stapédien activé entraîne également une réduction de la compliance.

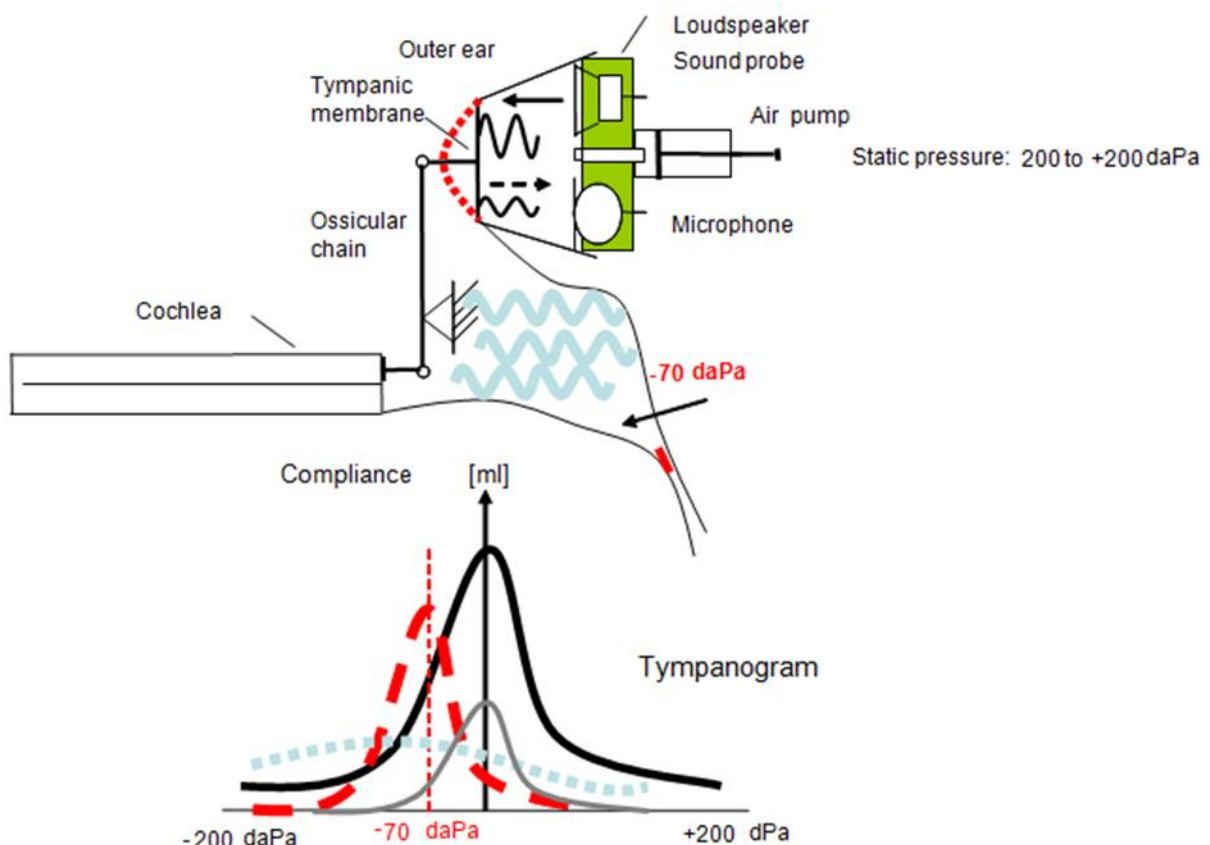


Figure 75: Vue d'ensemble schématique de la tympanométrie (en haut) avec des exemples de tympanogrammes (en bas : ligne noire continue : normal ; ligne grise continue : otospongiose ; ligne rouge en pointillés : dysfonctionnement de la trompe d'Eustache ; ligne pointillée bleu clair : épanchement)

Les paramètres typiques d'un tympanogramme sont la forme tympanométrique, le volume du conduit auditif, l'admittance statique, la pression du pic tympanométrique et la largeur tympanométrique. Jerger et Northern (1980) ont introduit trois types de formes de tympanogrammes, qui font référence aux tympanogrammes de basse fréquence (226 Hz). Le type A représente un tympanogramme normal avec un pic prononcé autour de 0 daPa, le type B montre un tympanogramme plat sans pic prononcé, et le type C fait référence aux tympanogrammes dont le pic est déplacé vers une pression statique négative. Pour une tonalité de sonde à basses fréquences, on observe généralement un tympanogramme à un seul pic unique. Cependant, chez les nouveau-nés et pour les tonalités de sonde à fréquences plus élevées, les tympanogrammes présentent souvent des pics et des encoches multiples (selon la composante d'immittance mesurée).

Le volume du conduit auditif est généralement estimé comme étant l'admittance à la pression maximale négative ou positive (par exemple à +200 daPa). Pour les tonalités de sonde à basses fréquences, seule une petite erreur se produit en raison d'une différence de phase entre le vecteur d'admittance de l'oreille moyenne et le conduit auditif. À des fréquences plus élevées, cette erreur devient plus importante. Pour une tonalité de sonde à 226 Hz, le volume du conduit auditif est généralement indiqué en ml (ce qui est similaire au mmho à cette fréquence et dans des conditions environnementales spécifiques). Pour les tonalités de sonde de fréquences plus élevées, le volume du conduit auditif est indiqué en mmho. Le tympanogramme peut être normalisé en soustrayant le volume du conduit auditif de la courbe, ce qui donne l'admittance acoustique statique compensée Y_{tm} , qui est une estimation de l'admittance acoustique à la surface latérale de la membrane tympanique. Elle est généralement plus élevée lorsque la pression négative maximale (plutôt que la pression positive maximale) est utilisée pour estimer l'admittance du conduit auditif (Margolis et Smith, 1977). La pression du pic tympanométrique est la pression à laquelle l'admittance maximale se produit. La largeur tympanométrique est la différence de pression à la moitié de l'admittance acoustique statique compensée. Elle quantifie la netteté relative du pic.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *Tymp* dans l'écran de sélection de modules. Le module *Tymp* se trouve dans la section *Immittance*. Sélectionnez le pré réglage que vous souhaitez effectuer. Si nécessaire, modifiez les paramètres (par exemple, pression minimum/maximum, vitesse de changement de pression, fréquence de tonalité de la sonde, démarrage et arrêt automatiques, options de réflexe) et le nom du pré réglage selon vos besoins. Les différentes options de paramètres et les applications possibles sont expliquées ci-après :

Mise en place de la pression :

Configure la plage de pression et la vitesse de la pompe. La plage de pression va jusqu'à -600 à +400 daPa pour type 1, et -300 à +300 pour type 2. La vitesse de l'unité de pompage peut être réglée par incréments de 50 daPa/s à des valeurs de 50 à 200 daPa/s. L'option "afap" change la pression le plus rapidement possible avec 600 daPa/s au maximum, réduisant la vitesse à 200 daPa/s dès qu'une forte augmentation de la courbe tympanométrique est atteinte.

Fréquence de la tonalité de la sonde :

La valeur par défaut est de 226 Hz. Type 1 offre en plus des tonalités de sonde de 678, 800 et 1000 Hz. 226 Hz est couramment utilisé car le tympanogramme montre les motifs distincts qui permettent une classification des tympanogrammes (type A, B, C). 1000 Hz est fréquemment utilisé pour les jeunes enfants. Veuillez noter que l'option multifréquence (MF) permet de tester les quatre fréquences simultanément sans influencer les résultats des tests ni augmenter la durée des tests.

Démarrage automatique :

L'enregistrement du tympanogramme est lancé dès qu'un ajustement approprié de la sonde est détecté. Si l'option est désactivée, le test doit être lancé manuellement en appuyant sur le bouton de *play*.

Arrêt automatique :

L'enregistrement du tympanogramme peut être arrêté dès que le pic tympanométrique est détecté, ce qui signifie que la pression ne sera pas diminuée plus que nécessaire.

Contrôle manuel de la pression :

Le tympanogramme peut être enregistré manuellement, c'est-à-dire que la pression peut être réglée par l'examineur.

Le test de tympanométrie peut être effectué en option avec un test de réflexe stapédien automatisé consécutif. Si vous souhaitez effectuer un test de réflexe stapédien immédiatement après la tympanométrie, sélectionnez les options de réflexe dans les paramètres de la tympanométrie en conséquence (voir [3.2.12 : Test des réflexes stapédiens](#)).

Assurez-vous qu'un transducteur valide (sonde tympanométrique EP-TY) est connecté à l'appareil et vérifiez que le connecteur du tube d'air est bien vissé sur la prise de sortie de pression de l'appareil (voir *Figure 76*). Vous pouvez utiliser un clip pour fixer le câble de la sonde auriculaire aux vêtements du patient. Sélectionnez un embout auriculaire de taille appropriée correspondant à la taille de l'embout de la sonde et à la taille du conduit auditif du patient. Assurez-vous que la sonde est insérée sans aucune fuite entre la sonde et le conduit auditif. Les embouts en mousse ne sont généralement pas adaptés pour effectuer une tympanométrie car ils ne sont pas étanches à l'air.

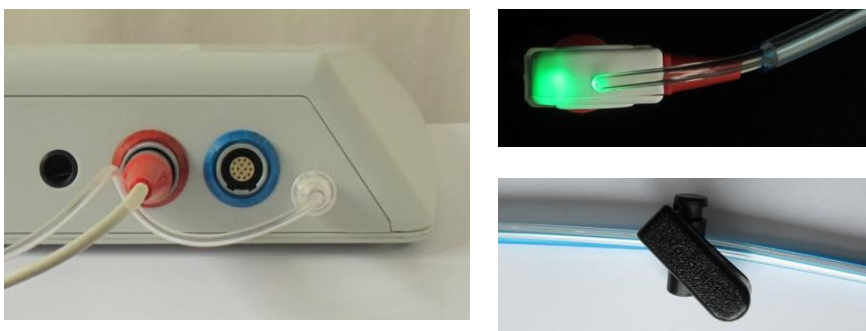


Figure 76: Configuration de la tympanométrie (à gauche : fixation de la sonde tympanométrique EP-TY sur un appareil Sentiero Desktop ; en haut à droite : EP-TY, en bas à droite : clip de fixation)

Après avoir sélectionné l'oreille de test, la mesure est prête à être lancée. Le voyant d'état de la sonde auriculaire indique l'état actuel de la mesure :

- Lumière stable : Prêt pour le test - veuillez placer la sonde auriculaire dans l'oreille

- Clignotement lent (battement de cœur) : Mesure en cours
- Clignotement rapide : Fuite, incapable de générer la pression requise dans le conduit auditif

L'appareil surveille en permanence l'ajustement de la sonde, c'est-à-dire le volume acoustique vu à la sonde auriculaire (voir Figure 77).

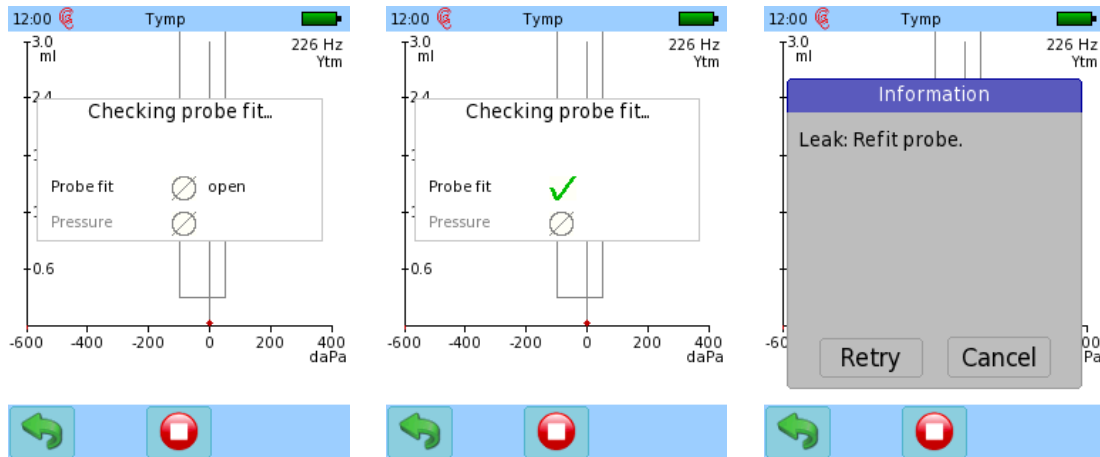


Figure 77: Contrôle de l'ajustement de la sonde pour la tympanométrie (à gauche : ajustement invalide de la sonde au début du test ; au milieu : ajustement valide de la sonde au début du test ; à droite : ajustement invalide de la sonde pendant le test)

La mesure tympanométrique démarre automatiquement (si elle est configurée) une fois que la sonde est correctement positionnée dans le conduit auditif et que le volume acoustique s'est stabilisé. L'indicateur lumineux de l'état de la sonde passe du mode régulier au mode battement de cœur pendant que la courbe d'admittance est enregistrée. En cas de fuite pendant le test, une boîte de message apparaît pour demander à l'utilisateur de commencer ou d'annuler le test. Le voyant d'état de la sonde passe en clignotement rapide et des instructions apparaissent sur l'écran de l'appareil. L'appareil essaiera périodiquement de poursuivre la mesure automatiquement.

Lors de la mesure tympanométrique, les informations suivantes sont affichées à l'écran (voir Figure 78) :

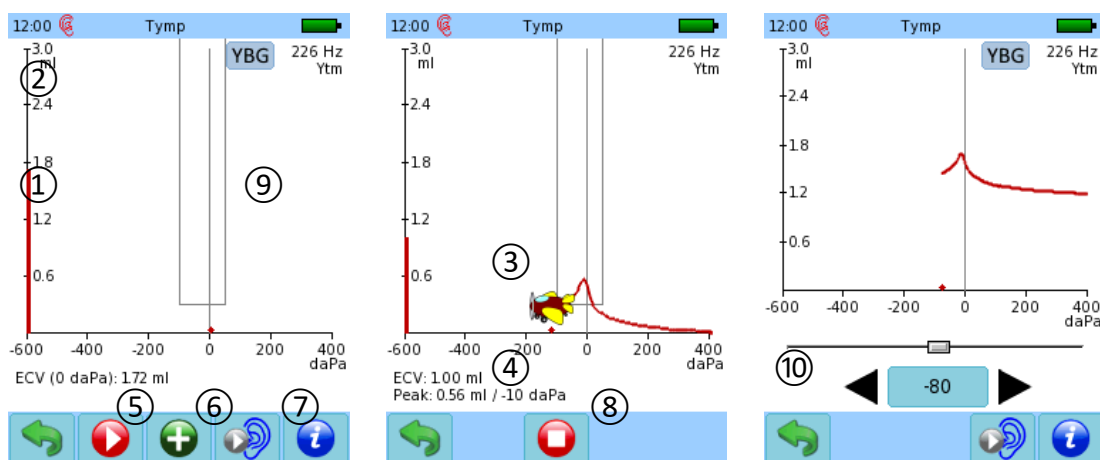


Figure 78: Mesure tympanométrique (à gauche : avant la mesure ; au milieu : pendant la mesure avec le mode dessin animé activé ; à droite : mesure manuelle)

Avant qu'un test ne soit lancé manuellement (si l'option de démarrage automatique est désactivée), le volume estimé du conduit auditif (ECV) est affiché en continu sous forme de barre sur le côté gauche du graphique du tympanogramme ①. La valeur numérique de l'ECV ④ est en outre indiquée sous le graphique du tympanogramme. Pour les tympanomètres de type 1, le mode de visualisation du tympanogramme (admittance Y, conductance G et susceptance B) peut être commuté en appuyant sur le bouton *YBG* ②. Dès que la mesure tympanométrique commence (soit automatiquement si l'option de démarrage automatique est activée, soit après avoir appuyé sur le bouton de *play* ⑤), l'admittance en fonction de la plage de décalage de la pression statique appliquée est tracée sous forme de tympanogramme ③. Si le mode dessin animé est activé, un avion se déplace le long du tracé du tympanogramme. Le mode dessin animé est particulièrement destiné à focaliser l'intérêt d'un enfant et donc à améliorer les conditions de bruit pendant un test. Si un pic est détecté, l'amplitude du pic et le décalage de la pression statique sont affichés en dessous de l'estimation de l'ECV ④. Une case grise au milieu du graphique du tympanogramme représente la zone normale ⑨. Si le pic du tympanogramme est situé dans cette zone, on peut s'attendre à ce que le tympanogramme soit normal. Une mesure en cours peut être arrêtée en appuyant sur le bouton d'*arrêt* ⑧.

Une fois la mesure tympanométrique terminée, il existe plusieurs options : En cas d'artefacts ou de résultats peu clairs, la mesure peut être relancée en appuyant sur le bouton de *play* ⑤, c'est-à-dire que le tracé actuel est rejeté et remplacé par un tracé nouvellement enregistré. Pour les tympanomètres de type 1, il est possible d'enregistrer jusqu'à trois tracés tympanométriques en une seule séance de mesure. Un tympanogramme supplémentaire, qui sera affiché en plus de celui(s) existant(s), peut être ajouté en appuyant sur le bouton *plus* ⑥. Cela peut être utile si les tympanogrammes doivent être comparés dans des conditions différentes, par exemple avant et après l'exécution d'une manœuvre de Valsalva. L'autre oreille peut être testée avec les mêmes paramètres en appuyant sur le bouton de *l'oreille* ⑦. C'est le moyen le plus rapide d'enregistrer des tympanogrammes pour les deux oreilles. Comme la mesure tympanométrique démarre automatiquement une fois que l'ajustement de la sonde est stable (si le démarrage automatique est activé), retirez la sonde de l'oreille testée avant d'appuyer sur le bouton de *l'oreille*, pour éviter que la même oreille ne soit mesurée deux fois (une fois comme oreille gauche et une fois comme oreille droite).

Un tympanogramme peut également être enregistré manuellement s'il est configuré dans les paramètres. Le décalage de la pression statique peut être réglé en appuyant sur les *flèches gauche* ou *droite* ou en utilisant le curseur ⑩.

Veillez noter que si vous avez configuré la tympanométrie pour qu'elle soit suivie d'une mesure automatique du réflexe stapédien, le test de réflexe stapédien commence après l'enregistrement d'un tympanogramme valide. Pour plus d'informations sur le test de réflexe stapédien, veuillez vous référer à la section [3.2.12 : Test des réflexes stapédiens](#).

Une fois le test terminé, le résultat de la tympanométrie est affiché (voir *Figure 79*).

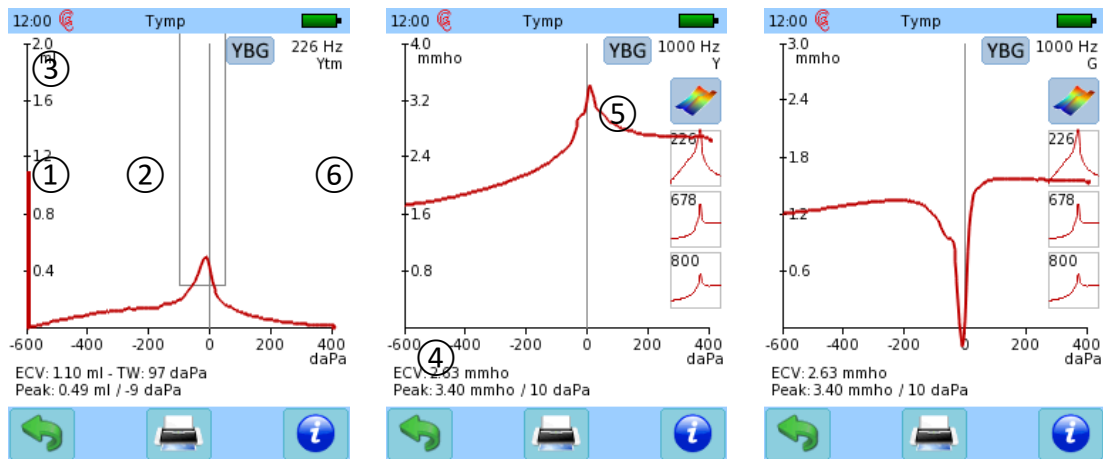


Figure 79: Résultat de la tympanométrie (à gauche : Admittance avec soustraction du volume du conduit auditif ; au milieu, à droite : admittance et conductance pour une tonalité de sonde de 1000 Hz)

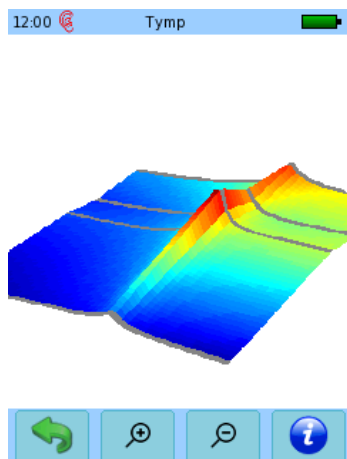


Figure 80: Vue des résultats de la tympanométrie en 3D

Le tympanogramme est représenté par un tracé rouge (oreille droite) ou bleu (oreille gauche). La résolution de l'axe des ml/mmho peut être ajustée en faisant glisser un doigt vers le haut ou vers le bas de l'écran. Une barre verticale sur le côté gauche du graphique du tympanogramme représente le volume du conduit auditif (ECV) ①. La valeur numérique de l'ECV est indiquée sous le graphique du tympanogramme avec la largeur tympanométrique (TW pour les tonalités de sonde de 226 Hz seulement), l'amplitude de pic et le décalage de pression statique ④. La zone normative est représentée par une boîte grise ②. Pour les tympanomètres de type 1, les graphiques d'admittance, de susceptance et de conductance peuvent être basculés via le bouton YBG ③. Pour les tonalités sonde de 226 Hz, le tympanogramme peut être affiché normalisé en soustrayant le volume estimé du conduit auditif de le tracé donnant l'admittance acoustique statique compensée Y_{tm} (= admittance de la membrane tympanique seule). La fréquence de la tonalité de la sonde et le mode de visualisation sont indiqués dans le coin supérieur droit. Pour les mesures multifréquences, vous pouvez choisir de tracer le tympanogramme pour chaque fréquence de tonalité de sonde en appuyant sur le petit graphique d'admittance correspondant ⑥. En appuyant sur le graphique du tympanogramme 3D ⑤, un tracé 3D calculé à partir des tracés aux quatre fréquences de tonalité de la sonde est affiché (voir Figure 80). Vous pouvez faire pivoter le tracé 3D en faisant glisser un doigt horizontalement ou

verticalement sur l'écran. En appuyant sur les boutons de la *loupe*, vous pouvez faire un zoom avant ou arrière sur le graphique.

LITTÉRATURE

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

3.2.12 Test des réflexes stapédiens

MÉTHODOLOGIE

Le réflexe stapédien (ou réflexe d'atténuation, réflexe auditif) est une contraction involontaire du muscle stapédien en réponse à des stimuli sonores de haut niveau (supérieurs à environ 80 dB HL). Le muscle stapédien raidit la chaîne ossiculaire en éloignant l'étrier de la fenêtre ovale de la cochlée. En conséquence, la transmission de l'énergie vibratoire à la cochlée est réduite et l'impédance est augmentée. La voie impliquée dans le réflexe stapédien est complexe et peut impliquer la chaîne ossiculaire elle-même, la cochlée, le nerf auditif et le tronc cérébral. Le réflexe stapédien est considéré comme une mesure de protection. Dans les cas où cette mesure de protection des muscles de l'oreille moyenne est désactivée (dysfonctionnement du système auditif efférent, otospongiose), la micromécanique cochléaire (en particulier les stéréocils des cellules ciliées) peut être plus facilement endommagée.

Le réflexe stapédien peut être déclenché ipsilatéralement ou controlatéralement par de courtes impulsions sonores. Lorsqu'il est provoqué ipsilatéralement, la mesure de l'impédance et la stimulation du réflexe stapédien sont effectuées dans la même oreille. En cas de stimulation controlatérale, la mesure de l'impédance et la stimulation du réflexe stapédien sont effectuées dans des oreilles opposées. En général, on détermine le seuil à partir duquel le muscle stapédien commence à modifier l'impédance de l'oreille moyenne. Le test est effectué à la compliance maximale, c'est-à-dire au décalage de la pression statique, ce qui donne un pic lors de la tympanométrie. Il est donc recommandé de procéder à une tympanométrie avant de procéder à un test de réflexe stapédien. Le résultat est un graphique qui trace l'admittance de l'oreille moyenne en fonction du temps pour un niveau de stimulus défini. La durée du stimulus peut varier de 2 s (détermination du réflexe stapédien) à environ 10 s (détermination de la décroissance du réflexe stapédien dans le temps). Si le niveau de stimulus est suffisamment élevé pour provoquer un réflexe stapédien, on peut observer une nette modification de l'admittance.

Des mesures de réflexes stapédiens sont effectuées pour identifier l'otospongiose, le recrutement cochléaire et les troubles nerveux. L'otospongiose signifie la fixation de la platine de l'étrier dans la fenêtre ovale de l'oreille interne en raison de lésions sclérotiques. Dans le cas d'une fixation de l'étrier, aucune modification de l'impédance n'est mesurable lors de l'émission d'un son fort à l'oreille. Le recrutement est caractérisé par une audition cochléaire normale à des niveaux sonores élevés et une audition cochléaire limitée à des niveaux sonores faibles. Dans les oreilles déficientes auditives (révélées par exemple par l'audiométrie tonale), il est très probable que les seuils de réflexe stapédien soient normaux à environ 80 dB HL de recrutement cochléaire. Le seuil de réflexe stapédien augmente en cas de dysfonctionnement de l'oreille moyenne.

UTILISATION PRATIQUE

Réflexe stapédien automatique

Avant d'effectuer un test de réflexe stapédien, un test tympanométrique doit être effectué afin de déterminer la pression du pic tympanométrique à laquelle le test de réflexe doit être effectué. Cette séquence peut être exécutée automatiquement en sélectionnant ou en configurant un préreglage approprié dans le module *Tymp* de la section Modules Immittance. Les options suivantes relatives aux tests automatiques de réflexes stapédiens sont disponibles dans les paramètres de tympanométrie :

Mode réflexe stapédien :

Sélectionnez "toujours" si vous souhaitez lancer un test de réflexe stapédien automatisé indépendamment du résultat de la tympanométrie ou sélectionnez "si pic dans la norme (226 Hz uniquement)" si vous souhaitez lancer un test de réflexe stapédien uniquement si le pic du tympanogramme se situe dans la zone normale. Si vous n'avez pas besoin d'un test de réflexe stapédien, sélectionnez "jamais".

Fréquences des réflexes stapédiens et niveau de démarrage/arrêt :

Sélectionnez les fréquences auxquelles vous souhaitez effectuer un test de réflexe stapédien. Si vous souhaitez effectuer un test de dépistage à un niveau spécifique, réglez le niveau de départ et d'arrêt sur la même valeur. Si vous souhaitez déterminer un seuil de réflexe stapédien, sélectionnez le niveau de départ et d'arrêt pour la gamme de niveaux à contrôler. Le niveau maximum en mode automatique est limité à 100 dB HL.

Critère de validité des réflexes stapédiens et répétition pour confirmer :

Sélectionnez le critère de changement d'admittance qui est considéré comme un réflexe stapédien valable. Si un réflexe stapédien valide est déterminé, vous pouvez choisir de répéter le test à la configuration de stimulus respective pour confirmation.

Réglage de la pression des réflexes stapédiens :

Sélectionnez le décalage de pression statique auquel le test de réflexe stapédien doit être effectué. Vous pouvez soit utiliser la pression au pic du tympan mesuré précédemment, soit spécifier un décalage de pression statique fixe. S'il n'est pas possible d'obtenir une étanchéité stable même avec un embout de taille appropriée, la mesure peut être effectuée à la pression ambiante (c'est-à-dire 0 daPa). Bien qu'il soit recommandé d'effectuer un test de réflexe stapédien à la pression tympanométrique maximale, le test à la pression ambiante peut fournir des informations utiles, surtout si la pression tympanométrique maximale est de toute façon proche de zéro, c'est-à-dire lorsque la fonction de l'oreille moyenne est normale.

Assurez-vous qu'un transducteur valide (sonde tympanométrique EP-TY) est connecté. La mesure du réflexe stapédien est très sensible au mouvement de la sonde. En effet, la variation de l'admittance provoquée par le réflexe stapédien est assez faible. Les mouvements de la sonde auriculaire peuvent influencer la profondeur d'insertion et, par conséquent, l'admittance perçue par la sonde. Ces changements sont dans le même ordre que ceux des réflexes. Il est donc recommandé de ne pas tenir la sonde pendant le test de réflexe stapédien. Vous pouvez utiliser un clip pour fixer le câble de la sonde aux vêtements du patient. Choisissez un embout d'oreille de taille appropriée correspondant à la taille de l'embout de la sonde et à la taille du conduit auditif du patient. Assurez-vous que la sonde est insérée sans aucune fuite entre la sonde et le conduit auditif. Les embouts en mousse ne sont pas adaptés à la tympanométrie ou aux tests de réflexes stapédiens car ils ne sont pas étanches à l'air. Un embout adéquat est nécessaire pour permettre un ajustement stable de la sonde.

Les réflexes stapédiens controlatéraux peuvent être mesurés si un transducteur approprié pour la stimulation controlatérale est connecté en plus de la sonde tympanométrique. Le transducteur doit être connecté avant de sélectionner le module de réflexe stapédien afin qu'il soit reconnu par l'appareil. Les transducteurs contralatéraux appropriés comprennent tout casque d'écoute (HP-xx), les inserts (IP-xx) ou la sonde auriculaire EP-VIP. Veuillez noter qu'il existe des transducteurs monauraux qui sont spécifiquement destinés à être utilisés pour les tests de réflexe stapédien contralatéraux.

En mode automatique, le décalage de pression statique pour effectuer le test de réflexe stapédien est repris du dernier résultat de tympanométrie de la même oreille (ou, selon la configuration des paramètres, un décalage de pression statique fixe est utilisé). Les tests de réflexes stapédiens démarrent automatiquement sans qu'il soit nécessaire de recourir à une autre intervention de l'utilisateur. Les réflexes stapédiens peuvent être déterminés à différentes fréquences sinusoïdales entre 0,5 et 4 kHz et avec du bruit (large bande, passe-haut, passe-bas). Veuillez noter que la déflexion des tracés de réflexe stapédien (positive ou négative) peut être configurée dans les *Préférences de Tymp*.

Lors de la mesure automatique des réflexes stapédiens, les informations suivantes sont affichées à l'écran (voir *Figure 81*) :

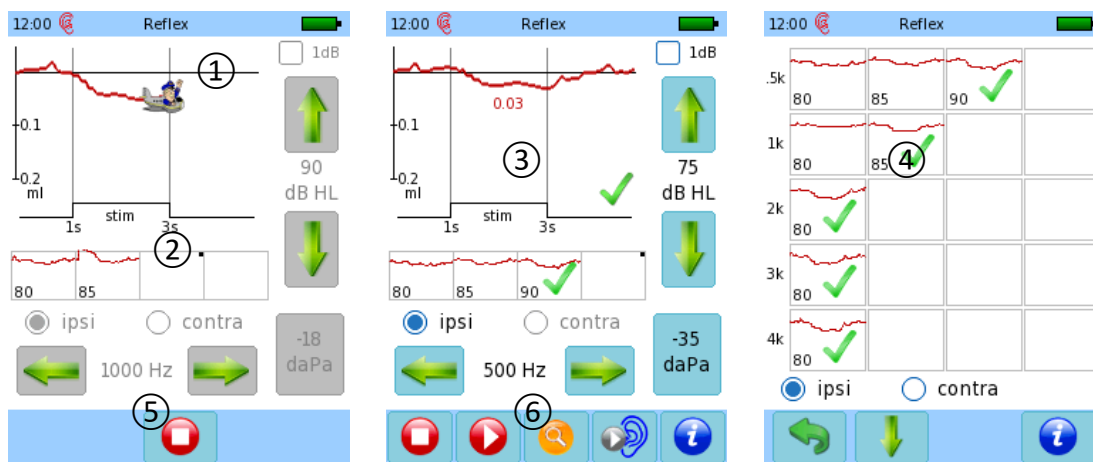


Figure 81: Mesure automatique du réflexe stapédien (à gauche : détermination du seuil avec le mode bande dessinée activé ; au milieu : mode manuel après la fin du test ; à droite : aperçu du résultat actuel)

Le tracé de réflexe stapédien actuellement mesuré est indiquée dans la zone principale du graphique ①. Les tracés de réflexe mesurés précédemment pour la même fréquence de stimulus sont affichées dans les zones graphiques miniatures ② sous la zone graphique principale. La croissance des réflexes à la fréquence de stimulus testée peut être déduite des tracés dans les zones graphiques miniatures si plusieurs niveaux sont testés. Un marqueur noir indique la zone du graphique miniature dans lequel le tracé actuellement actif sera dessiné. Si le mode dessin animé est activé, un objet volant (par exemple un avion) se déplace le long de la tracé. Le type d'objet volant change d'un tracé à l'autre. Le mode dessin animé est particulièrement destiné à focaliser l'intérêt d'un enfant et donc à améliorer les conditions de bruit pendant un test. Les commandes sont grisées et désactivées pendant que la mesure automatique est en cours. La mesure automatique à une fréquence de stimulus est terminée si le niveau configuré le plus élevé est atteint ou si un réflexe stapédien valide est déterminé. Le test automatique peut également être interrompu par l'utilisateur à tout moment en appuyant sur le bouton d'arrêt pendant le déroulement du test ⑤. Dès que le test automatique est interrompu par l'utilisateur ou terminé à toutes les fréquences de stimulus sélectionnées, les commandes sont à nouveau activées et l'utilisateur peut remplacer ou ajouter des tracés supplémentaires en mode manuel. Les contrôles de fréquence, de niveau et de pression seront alors disponibles pour effectuer des mesures manuelles, par exemple si un certain enregistrement doit être répété en raison d'artefacts ou de résultats peu clairs. Pour plus d'informations sur l'utilisation pratique du mode manuel, veuillez vous référer à la section sur le réflexe stapédien manuel ci-dessous.

Un aperçu qui montre toutes les mesures actuelles avec l'état respectif (coche verte en cas de réflexe valide) ④ peut être affiché en appuyant sur le bouton de la loupe ⑥. Si vous souhaitez déclencher la séquence de test comprenant la tympanométrie et le test automatique de réflexe stapédien sur l'autre oreille, veuillez appuyer sur le bouton de l'oreille ⑩. C'est le moyen le plus rapide d'enregistrer des tympanogrammes et des réflexes stapédiens pour les deux oreilles. Comme la mesure tympanométrique démarre automatiquement une fois que l'ajustement de la sonde est stable (si le démarrage automatique est activé), retirez la sonde de l'oreille testée avant d'appuyer sur le bouton de l'oreille, pour éviter que la même oreille ne soit mesurée deux fois (une fois comme oreille gauche et une fois comme oreille droite).

La vue des résultats des réflexes stapédiens (voir Figure 82) donne un aperçu de tous les tracés de réflexes stapédiens ipsilatéraux ou contralatéraux. En sélectionnant l'un des graphiques miniatures, la vue détaillée correspondante s'ouvre. Si le tracé est valide, une coche verte est affichée avec le tracé. La modification de l'admittance due à l'activation du réflexe stapédien est indiquée pour un tracé valide. En dessous du graphique, la durée du stimulus (stimulus activé de 1 à 3 s après le début de la mesure) est tracée.



Figure 82: Résultat du réflexe stapédien (à gauche : vue d'ensemble du résultat ; à droite : informations détaillées)

Réflexe stapédien manuel

S'il est homologué comme tympanomètre de type 1, *Réflexe Manuel* est disponible dans la section *Immittance* comme mode de mesure distinct, de sorte qu'il n'est pas nécessaire de passer par une séquence de tympanométrie et un seuil de réflexe automatique à l'avance. Pour tous les appareils, le mode manuel est disponible après avoir terminé ou interrompu un test de réflexe stapédien automatisé. Veuillez noter que cette section se concentre sur les options spécifiques disponibles pour le test manuel. Le déroulement général des opérations et l'interface utilisateur sont similaires à ceux du test automatique de réflexe acoustique expliqué ci-dessus.

Lors de la mesure manuelle des réflexes stapédiens, les informations suivantes sont affichées à l'écran (voir Figure 83).

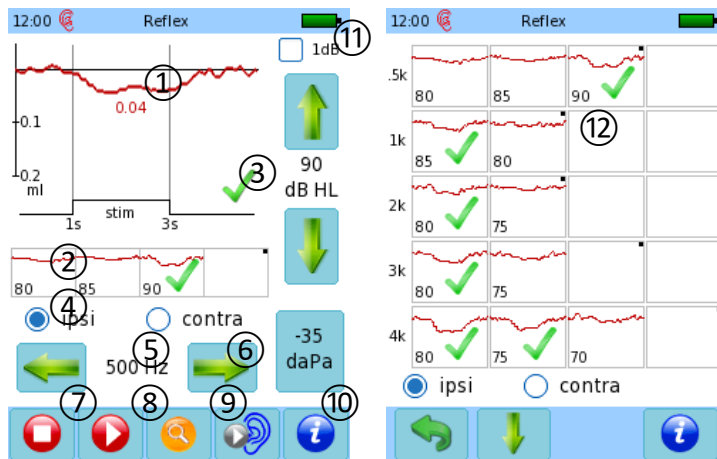


Figure 83: Mesure manuelle du réflexe stapédien (à gauche : mesure ; à droite : aperçu des résultats actuels)

Comme pour le test automatique de réflexe stapédien, le tracé actuel du réflexe stapédien (1) et les tracés précédemment enregistrés pour le même type de stimulus (2) sont indiquées. Les tracés valides sont marqués d'une coche verte. Le mode manuel permet un contrôle complet des paramètres de mesure et de l'ordre de mesure. Les paramètres de mesure peuvent être configurés pour chaque mesure de réflexe individuelle. Les paramètres sont la fréquence du stimulus ou le bruit (y compris le bruit passe-haut ou passe-bas supplémentaire) (5), le niveau du stimulus (3) (les niveaux de stimulus dépassant 100 dB HL sont disponibles en fonction de la fréquence), et l'oreille de présentation (ipsilatéral ou controlatéral si un transducteur controlatéral est connecté) (4). La taille de l'échelon du niveau de stimulus peut être réduite à 1 dB en activant la case à cocher correspondante (11). Le décalage de la pression statique peut être ajusté en appuyant sur le bouton de *décalage de la pression statique* (6). Une fois que tous les paramètres sont réglés comme demandé, appuyez sur le bouton de *play* (8) afin d'effectuer le test. Si vous souhaitez poursuivre le test sur l'autre *oreille*, appuyez sur le bouton (10). Le test de réflexe stapédien peut être terminé en appuyant sur le bouton d'*arrêt* (7).

L'appareil offre quatre emplacements de stockage par fréquence de stimulus et par mode de présentation (ipsilatéral/controlatéral). Les slots sont représentés sous forme de miniatures et sont annotés avec le niveau de présentation. Un petit marqueur noir dans le coin du graphique indique l'emplacement de stockage de la prochaine mesure à effectuer. En cliquant sur le graphique de l'un des slots, la courbe correspondante apparaîtra dans le graphique principal et ce slot sera sélectionné pour être écrasé par la prochaine mesure. Un aperçu de tous les tracés enregistrés peut être affiché en appuyant sur le bouton de la *loupe* (9). La vue d'ensemble (12) montre des graphiques miniatures pour toutes les fréquences de stimulation, alors que dans la vue principale, seule la croissance du réflexe de la fréquence de stimulation actuellement sélectionnée est visible. Veuillez noter que les niveaux de stimulus sont affichés pour chaque fréquence de stimulus dans l'ordre choisi par l'examineur.

Dégradation du réflexe stapédien (fatiguabilité)

S'il est homologué comme tympanomètre de type 1, il est possible de procéder à des tests de fatigue du réflexe stapédien. Un test de fatigue du réflexe stapédien examine si la modification de l'admittance due au réflexe stapédien peut être maintenue pendant une stimulation ipsilatérale ou controlatérale continue. La fatigue du réflexe stapédien est souvent déterminée par une stimulation controlatérale afin de réduire l'impact des artefacts de stimulation potentiels sur l'enregistrement ipsilatéral. Un test

de fatigue du réflexe stapédien est considéré comme positif si l'amplitude du réflexe stapédien diminue de 50 % dans un laps de temps donné (généralement environ 10 secondes). Des fréquences plus basses (500 Hz ou 1000 Hz) sont le plus souvent utilisées pour ce test, car les oreilles normales peuvent également présenter une fatigue du réflexe stapédien à des fréquences plus élevées.

Le fonctionnement du module de fatigue du réflexe stapédien est principalement le même que celui du module manuel de réflexe stapédien, car le test ne diffère qu'en ce qui concerne la durée du stimulus et l'évaluation des tracés enregistrés (voir *Figure 84*).

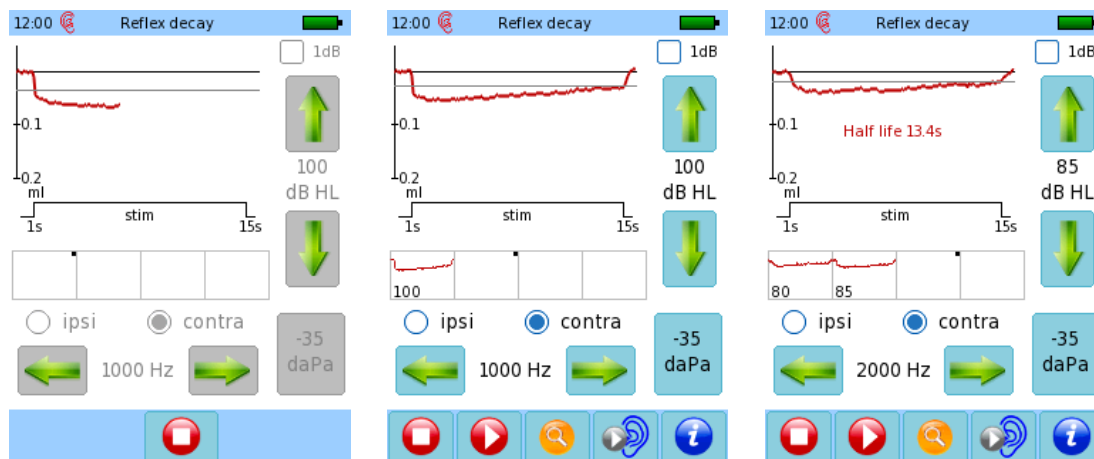


Figure 84: Mesure de la fatigue du réflexe stapédien (à gauche : pendant une mesure ; au milieu : après une mesure avec décroissance négative ; à droite : après une mesure avec décroissance positive)

Le test de fatigue du réflexe stapédien est généralement effectué à des niveaux de stimulus supérieurs de 10 dB au dessus du seuil du réflexe stapédien. Par conséquent, une détermination du seuil du réflexe stapédien, soit manuellement soit automatiquement, doit être effectuée à l'avance. Le décalage de la pression statique doit être réglé sur la pression du pic tympanométrique, comme pour les tests de réflexe stapédien normaux. Sachez que des niveaux de stimulus intenses peuvent être inconfortables, voire douloureux pour le patient. Il convient de faire preuve d'un bon jugement clinique avant d'appliquer des stimuli à des intensités élevées, en particulier lors des tests de fatigue du réflexe stapédien, où la durée réelle de la présentation du stimulus s'élève à 14 secondes.

Si un test de fatigue du réflexe stapédien est positif, c'est-à-dire si le tracé atteint la moitié de l'amplitude du réflexe stapédien initial avant la fin de la mesure, le moment où cette amplitude est atteinte est indiqué comme la *demi-vie* de la trame. La ligne grise au niveau du tracé représente 50 % de l'amplitude du réflexe stapédien.

La vue des résultats de la fatigue du réflexe stapédien (voir *Figure 85*) est similaire au module des réflexes stapédiens et donne un aperçu de tous les tracés de fatigue du réflexe stapédien ipsilatéral ou contralatéral. En sélectionnant l'un des graphiques miniatures, la vue détaillée correspondante s'ouvre. En dessous du graphique, la durée du stimulus (stimulus activé de 1 à 15 s après le début de la mesure) est tracée.

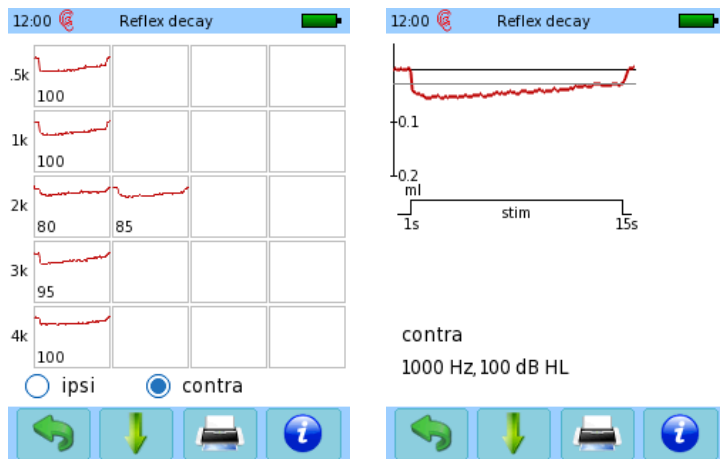


Figure 85: Résultat de la fatigue du réflexe stapédien (à gauche : vue d'ensemble des résultats ; à droite : informations détaillées)

Veillez noter que les changements d'admittance peuvent être contrôlés à l'aide du sous-test dilatation de la trompe d'Eustache (voir 3.2.13 : Tests de fonctionnement de la trompe d'Eustache). Les changements d'admittance causés par des réflexes stapédiens qui ont été provoqués par une stimulation externe, comme les sources sonores en champ libre ou la stimulation basée sur un appareil auditif/implant cochléaire, peuvent être enregistrés. Il appartient à l'utilisateur d'interpréter les courbes enregistrées puisque l'appareil n'a aucune connaissance de la stimulation externe.

LITTÉRATURE

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

3.2.13 Tests de fonctionnement de la trompe d'Eustache (ETF)

METHODOLOGIE

En plus de la tympanométrie et des tests de réflexes stapédiens, des procédures sont disponibles pour évaluer la fonction de la trompe d'Eustache (ETF) sur un tympanomètre de type 1. Les tests ETF sont utilisés pour vérifier la fonctionnalité de la trompe d'Eustache dans différentes conditions. La trompe d'Eustache assure l'égalisation de la pression entre l'oreille moyenne et le nasopharynx et avec cela à la pression de l'air extérieur. L'égalisation de la pression peut être déclenchée par la déglutition ou le bâillement. Les différences de pression provoquent une perte auditive de transmission temporaire due à une réduction de la flexibilité de la membrane tympanique et des osselets. Certaines maladies de l'oreille moyenne, comme par exemple l'otite moyenne, peuvent affecter la fonction de la trompe d'Eustache.

UTILISATION PRATIQUE

Sélectionnez *ETF* et le sous-test souhaité dans la section *Impittance* du menu de sélection de modules de mesure. Tous les tests ETF nécessitent la sonde tympanométrique EP-TY. La manipulation de la sonde tympanométrique est décrite à la section 3.2.11 : *Tympanométrie*. L'utilisation pratique des différents sous-tests de l'ETF est expliquée ci-après.

Tympan non perforé

Ce test de fonctionnement de la trompe d'Eustache peut être utilisé si la membrane tympanique n'est pas perforée. Pendant le test, trois tympanogrammes sont enregistrés. Entre les enregistrements, on demande au patient d'avaler avec le nez et la bouche fermés (manœuvre de Toynbee) et d'expirer par le nez avec le nez et la bouche fermés (manœuvre de Valsalva). Si la fonction de la trompe d'Eustache est normale, les pics du tympan devraient se déplacer entre les enregistrements en raison du changement de pression dans l'oreille moyenne provoqué par la manœuvre de Toynbee et de Valsalva. Veuillez noter que la différence de décalage de pression statique entre les trois pics du tympanogramme dépend également de la capacité du patient à effectuer les manœuvres. Des informations sur la manière d'instruire le patient seront affichées à l'écran pendant la progression de la mesure (voir *Figure 86*).

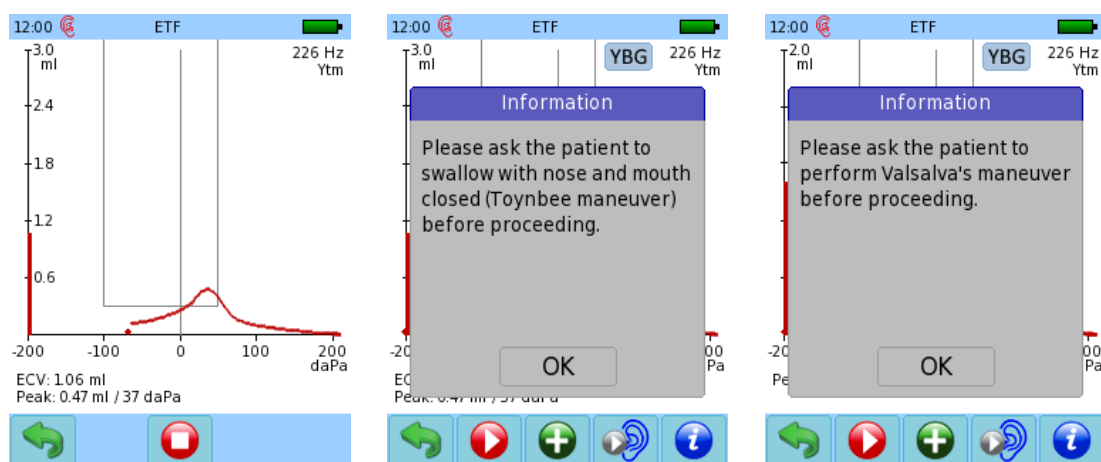


Figure 86: Mesure de la fonction de la trompe d'Eustache sans perforation du tympan (à gauche : première mesure de tympanométrie sans intervention ; au milieu : boîte de messages pour la deuxième

mesure de tympanométrie avec la manœuvre de Toynbee ; à droite : boîte de messages pour la troisième mesure de tympanométrie avec la manœuvre de Valsalva)

Le résultat du test ETF du tympan non perforé est tracé en montrant les trois tympanogrammes (voir Figure 87), c'est-à-dire le tympanogramme standard et les deux tympanogrammes avec la manœuvre de Toynbee et de Valsalva, respectivement.

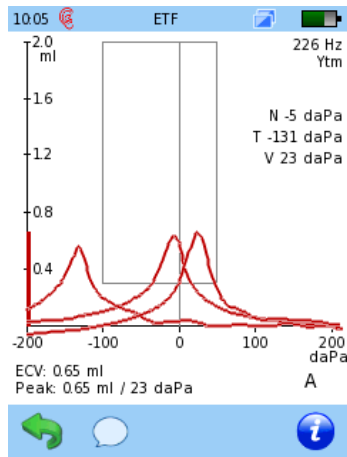


Figure 87: Résultat de la fonction de la trompe d'Eustache tympan non perforé

Tympan perforé

Ce test de fonctionnement de la trompe d'Eustache peut être utilisé si la membrane tympanique est perforée. Ce test met sous pression le conduit auditif et l'oreille moyenne si le tympan est perforé. Pour tester la fonction de la trompe d'Eustache, le patient doit être invité à avaler plusieurs fois pendant le test. Si la trompe d'Eustache s'ouvre, la pression chute (voir Figure 88). Il faut veiller tout particulièrement à ce que la sonde soit bien ajustée pendant le test afin de s'assurer que la chute de pression observée est due à la fonction de la trompe d'Eustache et non à une fuite.

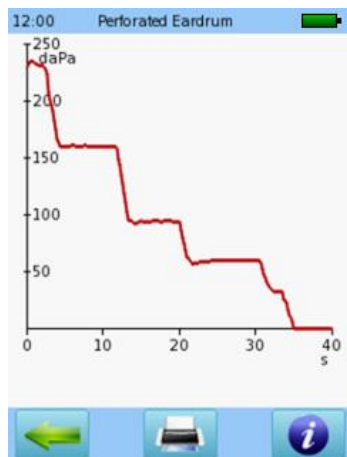


Figure 88: Résultat de la fonction de la trompe d'Eustache tympan perforé

Trompe d'Eustache dilatée

Ce test de fonctionnement de la trompe d'Eustache peut être utilisé pour les patients avec une trompe d'Eustache dilatée, c'est-à-dire que la trompe d'Eustache reste ouverte en permanence ou par intermittence. Le test effectue une mesure d'admittance à haute résolution, similaire à une mesure de

réflexe stapédien, mais sans stimulus. Le changement d'admittance est enregistré et tracé pendant 20 secondes. Il peut être utilisé pour surveiller les changements d'admittance causés par l'ouverture de la trompe d'Eustache pendant la respiration, la mastication ou la déglutition. Si la trompe d'Eustache est ouverte en permanence, on s'attend à une fluctuation plus importante de l'admittance par rapport à l'état normal de l'oreille moyenne. Dans ces cas, il est fréquent que les rythmes des battements du cœur ou de la respiration puissent être identifiés dans la courbe d'admittance.

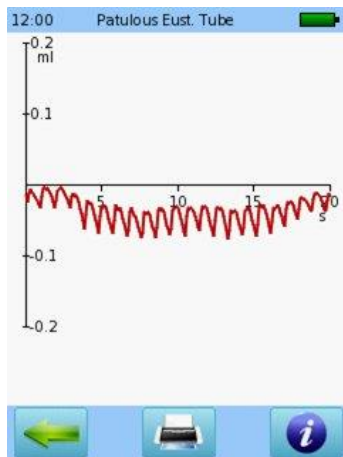


Figure 89 : Résultat de trompe d'Eustache dilatée avec le rythme cardiaque d'un patient visible dans la courbe d'admittance

LITTÉRATURE

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

Made in Germany



PATH MEDICAL GmbH
Landsberger Straße 65
82110 Germering
Germany

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

CE
0124

