



How-To-Manual

Psychoakustische und physiologische Testverfahren zur Beurteilung
von Hörschäden

Wissenschaftlicher Hintergrund, Methodik, praktische Anwendung

Senti & Sentiero

Hersteller

PATH MEDICAL GmbH

Landsberger Str. 65
D-82110 Germering
Deutschland

E-Mail		info@pathme.de
Telefon		+49 89 800 765 02
Fax		+49 89 800 765 03

Handbuch Informationen

Artikelnummer:	100893-DE
Erscheinungsdatum:	2025-02
Revision:	06
Gültig ab:	Firmware Rev. 2.9, Mira PC Software Rev. 2.5

Alle genannten Artikel, Produkte, Marken und Warenzeichen sind eingetragene Warenzeichen oder Eigentum der genannten Unternehmen.

Alle in diesem Handbuch enthaltenen Informationen, Abbildungen und Spezifikationen basieren auf den neuesten Produktinformationen, die zum Zeitpunkt der Veröffentlichung verfügbar waren. PATH MEDICAL behält sich das Recht vor, jederzeit und ohne Vorankündigung Änderungen vorzunehmen.

Die neueste Version des Handbuchs ist online verfügbar unter www.pathme.de/support/download.

Irrtümer und Auslassungen sind vorbehalten.

Copyright-Hinweis

Kein Teil dieses Handbuchs darf ohne vorherige schriftliche Zustimmung der PATH MEDICAL GmbH in irgendeiner Form oder mit irgendwelchen Mitteln, elektronisch, mechanisch, durch Fotokopie, Aufzeichnung oder auf andere Weise, vervielfältigt, übersetzt, gespeichert oder übertragen werden.

Das Urheberrecht an der angegebenen Literatur liegt bei den Autoren. Bitte beachten Sie das Literaturverzeichnis.

Urheberrecht © 2025 PATH MEDICAL GmbH



Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	5
2	Übersicht	6
3	Methodik, praktische Anwendung, wissenschaftlicher Hintergrund	11
3.1	Psychoakustische Testverfahren	12
3.1.1	Reintonaudiometrie (PTA)	13
3.1.2	Tinnitus-Matcher	18
3.1.3	Multiple-Choice Auditory Graphical Interactive Check (MAGIC)	20
3.1.4	Überblick: Sprachtests	26
3.1.5	Speech Understanding in Noise (SUN).....	27
3.1.6	Mainzer Audiometrischer Test für Kinder (MATCH)	30
3.1.7	Universeller Sprachtest (UST)	35
3.1.8	CD-Player mit Sprachausgabe	40
3.1.9	Live-Speech	42
3.1.10	Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS).....	44
3.1.11	Bochumer Auditiven und Sprachdiskriminations-Tests (BASD)	48
3.1.12	Hearing Handicap Inventory for the Elderly Screening Version (HHIE-S)	53
3.2	Physiologische Testverfahren	55
3.2.1	Überblick: Otoakustische Emissionen	56
3.2.2	Spontane otoakustische Emissionen (SOAEs)	63
3.2.3	Transient evozierte otoakustische Emissionen (TEOAEs)	65
3.2.4	Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAEs)	71
3.2.5	Überblick: Auditorisch evozierte Potentiale	86
3.2.6	Auditorisch evozierte Hirnstammpotentiale (ABRs)	90
3.2.7	Auditory Steady-State Responses (ASSR).....	108
3.2.8	Elektrocochleographie (ECochG)	116
3.2.9	Vestibulär evozierte myogene Potenziale (VEMP)	119
3.2.10	Überblick: Mittelohr-Tests	131
3.2.11	Tympanometrie	135
3.2.12	Akustischer Reflex-Test.....	142
3.2.13	Funktionstests der Eustachischen Röhre	148

1 Einführung

Senti und Sentiero sind PC-unabhängige, tragbare medizinische Geräte, die für eine einfache Handhabung und eine detaillierte Beurteilung von Hörstörungen in verschiedenen Stadien der Hörbahn bei Säuglingen, Kindern und Erwachsenen entwickelt wurden. Es können verschiedene Schallwandler für die Stimulierung und Elektroden für die Messung der Hörpotentiale an der Kopfhaut angeschlossen werden. Ein Touchscreen-Display ermöglicht die Verwaltung der Patientendaten, die Einstellung der Parameter, die Steuerung der Messverfahren und die Visualisierung der Ergebnisse. Die Daten können zur weiteren Analyse auf einen PC übertragen werden.

Alle Geräte sind modular aufgebaut, so dass Teilmengen der verfügbaren Prüfmethode kombiniert werden können. Einige der in diesem Handbuch erwähnten Methoden sind möglicherweise nicht in Ihrem Gerät enthalten. Die Verfügbarkeit von Testmodulen hängt von Ihrem Gerätetyp (Senti, Senti Desktop, Sentiero, Sentiero Advanced und Sentiero Desktop) und von Ihrer Gerätelizenz ab. Bitte wenden Sie sich an Ihren Händler, wenn Sie Ihre Lizenz um weitere Testmodule erweitern möchten. Die Screenshots dienen als Beispiele und können von der Darstellung auf Ihrem Gerät abweichen.

Der Zweck dieses Handbuchs ist es, sich mit allen Methoden vertraut zu machen, die auf Senti und Sentiero Geräten verfügbar sind. Im Abschnitt [2: Übersicht](#) werden alle Methoden zusammen mit typischen klinischen Anwendungen und den Gerätetypen, für die das jeweilige Modul verfügbar ist, kurz beschrieben. Informationen über allgemeine Aspekte der Methode, einschließlich des wissenschaftlichen Hintergrunds und der praktischen Anwendung, werden für alle Testmethoden in Abschnitt [3: Methodik, praktische Anwendung, wissenschaftlicher Hintergrund](#) beschrieben.

Das *How-To-Manual* bietet Informationen zu Senti und Sentiero Geräten aus der Sicht des täglichen Gebrauchs. Es ersetzt nicht die *Senti und Sentiero Bedienungsanleitung*, die dem Gerät beiliegt und in der die wichtigsten Gerätefunktionen in komprimierter Form beschrieben sind. Allgemeine Informationen über Gerätebedienung und -funktionen, bestimmungsgemäßen Gebrauch, Service und Wartung, Reinigung, Zubehör, Garantie, Sicherheitshinweise, technische Daten und elektromagnetische Verträglichkeit entnehmen Sie bitte dem ***Senti und Sentiero Benutzerhandbuch***. Informationen zu den technischen Daten und den verfügbaren Parametern der Testmodule finden Sie in den ***Technischen Spezifikationen Senti und Sentiero***. Weitere Informationen über das Gerät und seine Testmodule finden Sie im **Lernbereich der PATH MEDICAL Website**, der wissenschaftliche Abhandlungen, Geräte-Tutorials, Kurzanleitungen und Gerätevideos enthält.

Das *How-To-Manual* wird "so wie es ist" zur Verfügung gestellt. PATH MEDICAL hat darauf geachtet, dass die Inhalte und Beschreibungen korrekt sind. Der Inhalt wurde unter wissenschaftlicher Mitwirkung von Fachleuten und langjährigen Experten auf dem Gebiet zusammengestellt und korrekturgelesen. Ausgewählte Literatur wird zur Verfügung gestellt, um dem Leser die Möglichkeit zu geben, mehr über den wissenschaftlichen Hintergrund der auf Senti und Sentiero angewandten Methoden zu erfahren. PATH MEDICAL übernimmt keine Haftung, die sich aus einer (falschen) Interpretation oder (falschen) Anwendung dieses *How-To-Manuals* und der darin enthaltenen Referenzen ergibt.

Bitte beachten Sie, dass dieses *How-To-Manual* als Hilfestellung für audiologisch qualifiziertes Personal gedacht ist und eine adäquate Ausbildung und Qualifikation nicht ersetzt.

2 Übersicht

Tabelle 1 beschreibt kurz alle auf Senti- und Sentiero-Geräten verfügbaren Testmodule (einschließlich Senti [Modell SIH100097], Senti Desktop [Modelle SID100419, SID100433], Sentiero [Modelle SOH100098, SOH100360] und Sentiero Desktop [Modell SOD100497]) zusammen mit ihrer typischen klinischen Anwendung. Der bestimmungsgemäße Gebrauch und die Kontraindikationen des Geräts entnehmen Sie bitte dem *Senti und Sentiero Benutzerhandbuch*.

Testmodul	Kurzbeschreibung / Klinische Anwendung	Geräte
REINTON-AUDIOMETRIE		
PTA Reintonaudiometrie	Reintonaudiometrie nach IEC 60645-1 einschließlich Screening- und Schwellenmodus, Luft- und Knochenleitungsstimulation, kontralaterales Maskierungsrauschen, Hochtonaudiometrie bis 16 kHz und automatische Schwellenerkennungsverfahren.	Alle
	Frequenzspezifische Bestimmung des Hörstatus bei kooperativen Patienten für audiologisches Screening und Diagnostik und Arbeitsmedizin.	
Tinnitus-Matcher	Reintonaudiometrie zur Abstimmung der Stimuli auf den wahrgenommenen Tinnitus in Frequenz und Lautstärke.	Alle
	Frequenzspezifische Bestimmung des wahrgenommenen Tinnitus bei kooperativen Patienten.	
MAGIC Multiple-Choice-Auditory-Graphical-Interactive-Check	Bildbasierte und selbstkontrollierte Reintonaudiometrie mit Luft- und Knochenleitungsstimulation. - <i>MAGIC Screen</i> : Screening-Modus mit festen, benutzerdefinierten Stimuluspegeln - <i>MAGIC Audio</i> : Schwellenmodus mit automatisch gesteuerten Stimuluspegeln.	Alle
	Frequenzspezifische Bestimmung des Hörstatus bei kooperativen Patienten (insbesondere bei Vorschul- und Schulkindern) für audiologisches Screening und Diagnostik.	
SPRACHAUDIOMETRIE		
SUN Speech Understanding in Noise	Selbstkontrollierte Sprachaudiometrie mit Logatomen und ipsilateralem Störgeräusch. - <i>SUN Predefined</i> : Screening-Modus mit festem, benutzerdefiniertem Sprachpegel - <i>SUN Adaptive</i> : Schwellenwertmodus mit automatisch gesteuerten Sprachpegeln	Alle
	Bestimmung der Sprachverständlichkeit im Störgeräusch bei kooperativen Patienten für das audiologische Screening (insbesondere bei älteren Menschen) (<i>SUN Fixed</i>) und die Diagnostik (<i>SUN Adaptive</i>).	
MATCH Mainzer Audiometric Test for Children	Bildbasierte und selbstgesteuerte Sprachaudiometrie mit realistischen Wörtern und optionalem ipsilateralem Rauschen. - <i>MATCH Fixed</i> : fester benutzerdefinierter Sprachpegel - <i>MATCH Adaptive</i> : Schwellenwertmodus mit automatisch gesteuerten Sprachpegeln	Alle
	Bestimmung der Sprachverständlichkeit in Ruhe und im Störgeräusch bei kooperativen Patienten für die audiologische	

Testmodul	Kurzbeschreibung / Klinische Anwendung	Geräte
	Diagnostik. Wörter und Bilder werden für zweijährige Kinder optimiert.	
UST Universal Speech Test z.B. Freiburger (Deutsch), Dr. Tato (Spanisch), NU-6 (Englisch), CID W-22 (Englisch), PBK-50 (Englisch), Maryland CNC (Englisch), Mots français CAD (Französisch)	Sprachaudiometrie mit Wörtern (z.B. einsilbige Wörter, Zahlen) und wahlweise ipsilateralem oder kontralateralem Rauschen. Das Testmodul ist für verschiedene Wortlisten verfügbar. Hinweis: Es gibt spezifische Anpassungen des Arbeitsablaufs an den typischen Arbeitsablauf eines Sprachtests.	Alle ¹
	Bestimmung der Sprachverständlichkeit in Ruhe und im Störgeräusch bei kooperativen Patienten zur audiologischen Diagnostik. Die vorgesehene Altersgruppe richtet sich nach dem Sprachmaterial des jeweiligen Tests.	
CD-Player mit Sprachausgabe z.B. NVA (Niederländisch)	Sprachaudiometrie mit Wörtern (z.B. einsilbige Wörter, Zahlen), die kontinuierlich wie auf einem CD-Player abgespielt werden, wahlweise mit ipsilateralem oder kontralateralem Rauschen. Hinweis: Es gibt spezifische Anpassungen des Arbeitsablaufs an den typischen Arbeitsablauf eines Sprachtests.	Alle ¹
	Bestimmung der Sprachverständlichkeit in Ruhe und im Störgeräusch bei kooperativen Patienten zur audiologischen Diagnostik. Die vorgesehene Altersgruppe richtet sich nach dem Sprachmaterial des jeweiligen Tests.	
Live Speech	Sprachaudiometrie mit Live-Sprache und mehreren Testmodi, einschließlich Spracherkennungsschwelle, Sprachverständnisschwelle und Wortverständnis.	Alle
	Bestimmung der Schwellenwerte für die Spracherkennung und der Schwellenwerte für Sprach-/Wortverständnis in Ruhe.	
ANDERE SUBJEKTIVE AUDIOMETRISCHE TESTS		
MAUS Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen	Sprachbasierter Test mit Untertests zur Silbenfolge, zu Wörtern im Störgeräusch, zur Phonemdifferenzierung und -identifikation.	Alle ¹
	Screening auf auditive Verarbeitungsstörungen (ADP) bei kooperativen Patienten (insbesondere bei Kindern zwischen 6 und 11 Jahren).	
BASD Bochumer Auditiven und Sprachdiskriminations-Tests	Testbatterie zur auditiven Diskriminierung mit Untertests zur Unterscheidung von Konsonanten und hochauflösenden Veränderungen von Frequenz, Pegel, Zeit und Amplitudenmodulation und mit monauraler, binauraler, dichotischer und interauraler Stimuluspräsentation.	Alle
	Diagnostik von auditiven Verarbeitungs- und Sprachentwicklungsstörungen bei kooperativen Patienten.	
HHIE-S Hearing Handicap Inventory for the Elderly-Screening	Fragebogen zu Aktivitätseinschränkungen, Teilnahmebeschränkungen, damit verbundenen Gefühlen und Emotionen des täglichen Lebens.	Alle
	Bestimmung des subjektiven Hörstatus bei kooperativen erwachsenen Patienten für ein audiologisches Screening.	

Testmodul	Kurzbeschreibung / Klinische Anwendung	Geräte
OTOAKUSTISCHE EMISSIONEN		
SOAE Spontane otoakustische Emissionen	Aufzeichnung der spontanen otoakustischen Emissionen der äußeren Haarzellen im Bereich von 0,4 bis 9,6 kHz.	Sentiero [SOH100098, SOH100360]
	Visualisierung des Status der äußeren Haarzellen bei Patienten aller Altersgruppen.	Sentiero Desktop [SOD100497]
TEOAE Transiente evozierte otoakustische Emissionen	Objektiver Test zur Überprüfung der Funktionalität der äußeren Haarzellen im Bereich von 0,7 bis 4 kHz (entweder im gesamten Frequenzbereich oder in fünf Frequenzbändern) unter Verwendung eines kurzzeitigen Breitbandreizes und einer statistischen Antworterkennung. - <i>TEOAE Quick</i> : festes Stoppkriterium - <i>TEOAE Diagnostic</i> : benutzerdefiniertes Stoppkriterium in verschiedenen Frequenzbändern	Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497]
	Bestimmung des Status der äußeren Haarzellen bei Patienten aller Altersgruppen (insbesondere bei Neugeborenen und Kleinkindern) für Screening und audiologische Diagnostik.	
DPOAE Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen	Objektiver Test zur Überprüfung der Funktionalität der äußeren Haarzellen bei bestimmten Frequenzen unter Verwendung von zwei Sinusreizen, die sich auf der Basilarmembran überlagern, und statistischer Antworterkennung. - <i>DPOAE Quick</i> : ein fester benutzerdefinierter Stimuluspegel - <i>DPOAE Diagnostic</i> : mehrere feste benutzerdefinierte Stimuluspegel (Sentiero Desktop: optional mit statischem Druck-Offset) - <i>DPOAE Threshold</i> : Schwellenabschätzung mit automatisch gesteuerten Stimuluspegeln Zusätzliche optionale Funktionen: - <i>DPHIREs</i> : benutzerdefinierte Frequenzauswahl (Start, Stopp, Schrittgröße): ermöglicht die Bewertung der DPOAE-Feinstruktur; Multifrequenzmessung: ermöglicht die gleichzeitige Prüfung bei mehreren Frequenzen - <i>FMDPOAE</i> : frequenzmodulierte DPOAE, ermöglicht die Reduzierung der Auswirkungen der 2. DPOAE-Quelle	Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497]
	Bestimmung des Status der äußeren Haarzellen bei Patienten aller Altersgruppen für audiologische Zwecke: z.B. Nachuntersuchung nach dem Neugeborenen-Hörscreening, Bestätigung einer cochleären Schwerhörigkeit, topologische Hördiagnostik, Erkennung von Cochlea-Schädigungen im Frühstadium bei Lärmbelastung oder Verabreichung von ototoxischen Medikamenten; frequenzspezifische Bestimmung von Hörschwellen (<i>DPOAE Threshold</i>).	
AUDITORISCH EVOZIERTE POTENZIALE		
ABR Auditorisch evozierte Hirnstammpotentiale	Objektiver Test zur Überprüfung der cochleären und neuronalen Schallverarbeitung mit verschiedenen Kurzzeitreizen. - <i>Quick ABR</i> : ein fester, benutzerdefinierter Stimuluspegel, statistische Welle V-Auswertung - <i>ABR</i> : mehrere feste benutzerdefinierte Stimuluspegel mit mehreren Stimulusarten (Klick, Chirp), Luft- und	Sentiero [SOH100360]

Testmodul	Kurzbeschreibung / Klinische Anwendung	Geräte
	Knochenleitungsstimulation, kontralaterale Maskierung, statistische Welle V-Erkennung Zusätzliche optionale Funktionen: - <i>ABR-FS</i>: niedriges/mittleres/hohes Chirp, Tonbursts - <i>ABR-BIN</i>: binaurale Messung	
	Bestimmung des Hörstatus entlang der Hörbahn bis zum Hirnstamm bei Patienten aller Altersgruppen für audiologische Zwecke: z.B. Folgediagnostik nach Neugeborenen-Hörscreening, neurologische Diagnostik, topologische Hördiagnostik, Bestimmung von Hörschwellen.	
E-ABR Elektrisch evozierte Hirnstammpotentiale	Objektiver Test zur Überprüfung der cochleären und neuronalen Schallverarbeitung mit statistischer Antworterkennung durch Aufzeichnung elektrisch evozierter Potenziale, die extern durch ein Cochlea-Implantat-Testsystem ausgelöst werden (vom Hersteller des Cochlea-Implantats bereitgestellt).	Sentiero [SOH100360]
	Bestimmung des Hörstatus entlang der Hörbahn bis zum Hirnstamm bei Patienten aller Altersgruppen mit einem Cochlea-Implantat für audiologische Zwecke einschließlich der Anpassung des Cochlea-Implantats.	
ECochG Elektrocochleographie	Objektiver Test zur Überprüfung der cochleären und neuronalen Klangverarbeitung unter Verwendung von Kurzzeit-Klickreizen und statistischer Antworterkennung.	Sentiero [SOH100360]
	Bestimmung des Hörstatus entlang der Hörbahn einschließlich Summationspotential (SP), Aktionspotential (AP) und cochleärem Mikrophon (CM) bei Patienten aller Altersgruppen für audiologische Zwecke.	
ASSR Auditory Steady-State Responses	Objektiver Test zur Überprüfung der cochleären und neuronalen Schallverarbeitung mit frequenzspezifischen Chirp-Stimuli (cochleäre Wanderwellen kompensiert), 40/80 Hz und gemischten Stimulusraten, Multifrequenztest, kontralateraler Maskierung und statistischer Antworterkennung. - <i>ASSR Fixed</i>: feste, benutzerdefinierte Stimuluspegel - <i>ASSR Threshold</i>: Schwellenschätzung mit automatisch gesteuerten Stimuluspegeln	Sentiero [SOH100360]
	Bestimmung des Hörstatus entlang der Hörbahn bis zum Hirnstamm (80 Hz) und subkortikalen Regionen (40 Hz) bei Patienten aller Altersgruppen für audiologische Zwecke: z.B. Folgediagnostik nach Neugeborenen-Hörscreening, neurologische Diagnostik, topologische Hördiagnostik, frequenzspezifische Bestimmung von Hörschwellen.	
VESTIBULÄR EVOZIERTE MYOGENE POTENZIALE		
VEMP Vestibulär evozierte myogene Potenziale	Objektiver Test zur Überprüfung der vestibulären Funktion unter Verwendung akustischer Reize mit benutzerdefinierter Reizstärke, mehreren Reiztypen (Klick, Chirp), Luft- und Knochenleitungsstimulation und Kontrolle der myogenen Aktivität. Myogene Potenziale können vom Musculus sternocleidomastoideus (zervikales VEMP) oder vom Augenmuskel (okuläres VEMP) erfasst werden.	Sentiero [SOH100360]

Testmodul	Kurzbeschreibung / Klinische Anwendung	Geräte
	Bestimmung des vestibulären Status einschließlich der Funktion von Urethra und Sakkula, insbesondere bei Morbus Menière, vestibulärer Neuritis, vestibulärem Schwannom, Multipler Sklerose, Otosklerose oder Dehiszenz des oberen Bogenganges.	
IMMITTANZ-AUDIOMETRIE		
Tympanometrie	Objektiver Test zur Messung der Mittelohrimpedanz in Abhängigkeit vom statischen Druck (+/-) im äußeren Gehörgang.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Bestimmung des Mittelohrstatus bei Patienten aller Altersgruppen für audiologische Zwecke: z.B. Erkennung von Mittelohrpathologien (z.B. Otitis media, Mittelohrerguss, Trommelfellperforation, Funktionsstörung der Gehörknöchelchen, Funktionsstörung der Eustachischen Röhre, Otosklerose, Tympanosklerose) oder Verstopfung des Gehörganges.	Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]
Akustische Reflexschwelle	Objektiver Test zur Messung des ipsilateralen und kontralateralen akustischen Reflexes, der durch Töne mit unterschiedlichen Pegeln und Frequenzen oder durch Rauschen ausgelöst wird. - Automatischer Modus (nach Durchführung der Tympanometrie) - Manueller Modus	Sentiero Desktop [SOD100497] Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]
	Bestimmung der akustischen Reflexschwellen bei Patienten aller Altersgruppen für audiologische Zwecke: z.B. topologische Diagnostik und Erkennung von Mittelohrpathologien (z.B. Otosklerose) oder neuralen Pathologien (z.B. Gesichtsnervenfehlfunktion).	
Akustischer Reflexabfall	Objektiver Test zur Messung des Abklingens der ipsilateralen und kontralateralen akustischen Reflexe, die durch Töne mit unterschiedlichen Pegeln und Frequenzen oder durch Rauschen ausgelöst werden.	Sentiero Desktop [SOD100497] Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]
	Bestimmung des akustischen Reflexabfalls bei Patienten aller Altersgruppen zu audiologischen Zwecken, z.B. zur Erkennung von retro-cochleären Pathologien.	
ETF Funktionstests der Eustachischen Röhre	Objektive impedanzaudiometrische Tests mit mehreren Untertests: nicht perforiertes Trommelfell, perforiertes Trommelfell, patulöse Eustachische Röhre.	Sentiero Desktop [SOD100497]
	Bestimmung der Funktion der Eustachischen Röhre unter verschiedenen Testbedingungen (nicht perforiertes Trommelfell, perforiertes Trommelfell, patulöse Eustachische Röhre)	Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]
¹ nur verfügbar für Senti [Modell SIH100097] und Sentiero [Modell SIH100098] Geräte mit erweitertem Speicher (d.h., PCB Rev. ≥ 67)		

Tabelle 1: Überblick über die für Senti und Sentiero verfügbaren Testmodule

3 Methodik, praktische Anwendung, wissenschaftlicher Hintergrund

Im Folgenden werden eine Beschreibung der Methodik und ein praktischer Leitfaden für die in Senti und Sentiero verwendeten Methoden vorgestellt. Dazu gehören die konventionelle Reintonaudiometrie (PTA oder Audio), die bildbasierte Reintonaudiometrie (MAGIC), Sprachtests (z.B. SUN, MATCH) und andere psychoakustische Testverfahren (z.B. MAUS, BASD). Zu den physiologischen Testmethoden gehören otoakustische Emissionen (OAE), Hirnstammaudiometrie (ABR), Elektrocochleographie (ECochG), auditory steady-state responses (ASSR), vestibulär evozierte myogene Potenziale (VEMP) und Mittelohruntersuchungen (z.B. Tympanometrie, akustischer Reflex, Eustachische Röhrenfunktionstests). Die hochentwickelten Mechanismen der OAE-, ABR- und ASSR-Erzeugung, der Aufzeichnung, der Reproduzierbarkeit, der Stimulusparametereinstellungen und der klinischen Anwendungen werden ausführlich beschrieben. Insbesondere wird die Beziehung zwischen diesen Messungen und verhaltensbezogenen Reintonschwellen diskutiert. Zusätzlich werden klinische Fallbeispiele gegeben. Zu jedem Modul gibt es auch eine Liste mit weiterführenden Literaturhinweisen.

Bitte beachten Sie, dass detaillierte technische Informationen, wie z.B. verfügbare Wandler, maximale Pegel und andere technische Details, für jedes Modul in dem separaten Dokument **technische Spezifikationen** enthalten sind, das Sie von www.pathme.de/support/ herunterladen können. Weitere Informationen über die verfügbaren Testmodulparameter finden Sie in der Online-Hilfe des Geräts.

Im Allgemeinen wird empfohlen, alle Tests in einer akustisch abgeschirmten Kabine oder in einem separaten, ruhigen Raum durchzuführen (insbesondere bei der Darbietung schwacher Reize). Bei der Verwendung von Ohrsonden oder Einsteckhörern muss der Schallwandler so platziert werden, dass er fest sitzt und keine Leckage zwischen Ohrstöpsel und äußerem Gehörgang entsteht. Ein ordnungsgemäßer Verschluss des Gehörgangs durch die Ohrstöpsel vermindert den Einfluss von Außengeräuschen.

Für zuverlässige AEP-Messungen sollte eine elektromagnetisch abgeschirmte Kabine verwendet werden. Ein abgeschirmtes Elektrodenkabel verringert auch die Auswirkungen von elektromagnetischem Rauschen. Außerdem wird empfohlen, die Elektrodenkabel nahe am Körper des Patienten zu halten und das Elektrodenkabel sorgfältig vom Schallwandlerkabel zu trennen.

Die Kanäle der Ohrsonde oder des Einsteckhörers dürfen nicht verstopft sein, z.B. durch Cerumen. Ohrsonden oder Einsteckhörer sollten nicht bei äußerer Otitis (Infektion des äußeren Gehörgangs) oder in Fällen verwendet werden, in denen der äußere Gehörgang mit Cerumen verstopft ist. Es wird empfohlen, vor jeder Untersuchung eine Otoskopie durchzuführen, um festzustellen, ob eine Verstopfung des Gehörgangs oder eine andere sichtbare Mittelohrstörung (z.B. ein perforiertes Trommelfell) vorliegt. Auch eine Verformung des Gehörgangs kann die Schallübertragung verschlechtern und damit die Testleistung beeinträchtigen.

Es wird empfohlen, so viele audiologische Tests wie möglich durchzuführen, um sich einen vollständigen Überblick über den Hörstatus entlang der Hörbahn zu verschaffen, insbesondere wenn Zweifel am tatsächlichen Hörstatus bestehen oder Unstimmigkeiten oder Diskrepanzen vorliegen. Qualifiziertes Personal muss entscheiden, welche Tests angesichts des Alters, der Kooperationsbereitschaft und der klinischen Vorgeschichte/Anamnese des getesteten Patienten angemessen sind. Bitte beachten Sie, dass die Interpretationshinweise und empfohlenen Parametereinstellungen in diesem *How-to-Manual* nur informativ sind und keinen Hinweis auf eine Diagnose geben. Es obliegt dem qualifizierten Untersucher, die Ergebnisse zu analysieren und die Parameter entsprechend den individuellen Gegebenheiten einzustellen.

3.1 Psychoakustische Testverfahren

Zu den psychoakustischen Testverfahren gehören die Reintonaudiometrie, die Sprachaudiometrie und andere Verhaltenstests, die ein Patientenfeedback erfordern.

Für alle psychoakustischen Tests sind die Fähigkeit, die Bereitschaft und die Konzentration des zu testenden Patienten entscheidend. Vor der Durchführung eines psychoakustischen Testverfahrens muss der Patient in die Aufgabe eingewiesen werden. Der Untersucher muss sich vergewissern, dass der Patient die Aufgabe verstanden hat und in der Lage ist, die Aufgabe zu erfüllen. Legen Sie den Schallwandler immer *nach der* Einweisung auf die Ohren des Patienten, damit sein Hörvermögen nicht durch die Schalldämpfung des Schallwandlers beeinträchtigt wird.

Niedrige Umgebungsgeräusche sind ebenfalls entscheidend für eine angemessene Testleistung, da die Hörleistung durch hohe Umgebungsgeräusche künstlich reduziert werden kann.

Im Allgemeinen ist die richtige Platzierung und Kalibrierung des Wandlers wichtig für ein zuverlässiges Ergebnis. Eine falsche Platzierung eines Schallwandlers oder die Verwendung eines falsch kalibrierten Wandlers kann das Ergebnis verfälschen. Es sollte ein geeigneter Wandler angeschlossen und richtig platziert werden. Variationen in der Position des Ohrhörers von oben nach unten oder von vorne nach hinten sowie Leckagen zwischen Ohrhörer und Ohr können zu unzutreffenden Ergebnissen führen, z.B. zu falsch niedrigen Hörschwellen, insbesondere bei hohen Frequenzen.

Wenn nicht anders angegeben, können alle psychoakustischen Tests bei Patienten aller Altersgruppen durchgeführt werden, sofern eine angemessene Beteiligung und Mitarbeit erwartet werden kann. Dies bedeutet, dass diese Tests z.B. für sehr kleine Kinder, geistig behinderte Patienten oder andere nicht kooperative Patienten nicht geeignet sind. Für diese Patienten wird empfohlen, physiologische Testmethoden anzuwenden.

3.1.1 Reintonaudiometrie (PTA)

METHODIK

Die PTA ist die am häufigsten verwendete psychoakustische Methode zur Prüfung der Fähigkeit eines Patienten, verschiedene Schallfrequenzen zu hören. Die PTA ist der wichtigste Hörtest zur Bestimmung der Luftleitungs- (AC) und Knochenleitungshörschwelle (BC) und ermöglicht die Bestimmung des Grades und der Art (Schallleitungs- oder Schallempfindungsschwerhörigkeit) des Hörverlustes. Die Hörschwellen geben in der Regel den leisesten Ton an, der für eine Person hörbar ist. AC-Stimuli können über Kopfhörer, Einsteckhörer oder Lautsprecher abgegeben werden. BC-Stimuli werden über einen elektromechanischen Knochenleiter abgegeben, der auf der Stirn oder dem Mastoid des zu testenden Patienten platziert wird. Ist das Hörvermögen für die Knochenleitung besser als für die Luftleitung (Luft-Knochen-Lücke), so ist eine Schallleitungsschwerhörigkeit wahrscheinlich, wenn die Knochenleitungswerte im normalen Hörbereich liegen. Wenn sowohl die Luft- als auch die Knochenleitungsschwellen außerhalb des Normalbereichs liegen, ist eine Schallempfindungsschwerhörigkeit (cochleäre oder retrocochleäre Beeinträchtigung) oder eine kombinierte Schwerhörigkeit wahrscheinlich, wenn die Knochenwerte immer noch besser sind als die Luftleitungswerte. Die PTA kann verwendet werden, um den Hörstatus für tonale Reize bei kooperativen Patienten, die in der Lage sind, diese Aufgabe zu erfüllen, zu beurteilen, z.B. in Kliniken (konventionelle Audiologie, bettseitiger Einsatz, Ambulanzen) und in der Arbeitsmedizin. Um eine festgestellte Schallempfindungsschwerhörigkeit zu differenzieren, können überschwellige Messungen (z.B. Fowler, Carhart, kategoriale Lautheitsskalierung) durchgeführt werden. Otoakustische Emissionen (OAE) und auditorisch evozierte Potentiale (AEP) können zur weiteren topologischen Diagnostik herangezogen werden. Bitte beachten Sie, dass bei Patienten bei denen nicht zu erwarten ist, dass sie den Test durchführen können oder die nicht in der Lage sind auf den Schall in geeigneter Weise zu reagieren, um frequenzspezifische Informationen über den Hörverlust zu erhalten, eine DPOAE- oder ASSR-Schwellenmessung empfohlen wird.

Das Testverfahren erfordert einen Prüfer, der den Test kontrolliert und die Reaktion des getesteten Patienten auswertet. Das Gehör wird üblicherweise bei Oktavfrequenzen getestet, die von niedrigen (250 Hz) bis zu hohen Frequenzen (8 kHz) reichen. Ein typisches Testverfahren (Butterfly) beginnt bei 1 kHz, bewegt sich zu höheren Frequenzen hinauf, kehrt zu 1 kHz zurück (erneute Prüfung) und bewegt sich zu niedrigeren Frequenzen hinunter. Es ist zu betonen, dass der audiometrische Frequenzbereich nur ein Teil des gesamten menschlichen Hörbereichs ist, der sich zwischen 20 Hz und 20 kHz erstreckt. Die Hauptmethode der PTA besteht darin, einen Reinton nahe der Hörschwelle darzubieten, d.h. den Schalldruckpegel so lange zu senken, bis die Person nicht mehr reagiert (Heben einer Hand oder Drücken einer Taste) und dann den Schalldruckpegel so lange zu erhöhen, bis die Person wieder zu reagieren beginnt (siehe ISO 8253-1).

Unter bestimmten Bedingungen müssen die Patienten mit Maskierungsgeräuschen auf dem Nicht-Test-Ohr getestet werden, um zu verhindern, dass der Schall von der stimulierten Seite auf die nicht stimulierte Seite übergeht und auf der nicht stimulierten Seite gehört wird (Überhören). Die Schwelle des Prüfohrs wird gleichzeitig mit dem Maskierungsgeräusch auf dem Nicht-Prüfohr gemessen. Die mit der Maskierung erzielten Schwellenwerte liefern eine genaue Darstellung der tatsächlichen Hörschwelle des Prüfohrs. Die interaurale Dämpfung kann bei Knochenleitern bis auf 0 dB sinken, da die Schädelknochen den Schall sehr effizient übertragen. Daher wird empfohlen, die Knochenleitungsschwellen immer mit kontralateralem Maskierungsgeräusch zu messen. Bei Kopfhörern beträgt die interaurale Dämpfung etwa 40 dB. Die Maskierung sollte verwendet werden, wenn der Unterschied zwischen der Luftleitung in einem Ohr und der Knochenleitung im anderen Ohr 40 dB oder mehr beträgt. Bei Einsteckhörern liegt die interaurale Dämpfung im Bereich von 55 dB, so dass die Verwendung von Einsteckhörern die Notwendigkeit einer Maskierung verringert. Ein Maskierungsdilemma tritt auf, wenn die Maskierung vom Nicht-Prüfohr auf das Prüfohr übergeht und die Schwellenwertprüfung für das Prüfohr beeinflusst. In diesem Fall kann keine zuverlässige maskierte Schwelle ermittelt werden. Dieses Phänomen tritt in der Regel auf, wenn auf beiden Ohren eine erhebliche Schallleitungsschwerhörigkeit vorliegt.

Bei der automatischen PTA wird die Hörschwelle nach dem Békésy- oder Hughson-Westlake-Verfahren ermittelt. Im Gegensatz zur Anpassungsmethode, bei der der Patient den Stimuluspegel variieren kann, bis er gerade noch hörbar ist, kann der Patient nur die Richtung kontrollieren, in der der Stimuluspegel variiert. Der Patient erhöht und verringert den Reizpegel in der Nähe der Hörschwelle in Abhängigkeit von seiner Hörbarkeit (Tracking-Methode). Die verfügbaren Messverfahren entsprechen den in der ISO 8253-1 vorgeschlagenen Algorithmen.

Bei der Screening-PTA wird geprüft, ob die Hörschwellenwerte bei verschiedenen Frequenzen besser, gleich oder schlechter als der festgelegte Screening-Wert sind. Der Stimulus wird bei bestimmten Frequenzen und Pegeln, die für das Screening ausgewählt wurden, an das Ohr abgegeben. Der Patient besteht den Screening-Test nach vordefinierten Kriterien, z.B. wenn alle Reize auf beiden Ohren gehört werden. Das Screening bei bestimmten ausgewählten Pegeln und Frequenzen ist in der Regel schneller, liefert aber weniger Informationen als die Messung der Hörschwellen mit den üblichen PTA-Verfahren.

Es stehen verschiedene PTA-Module zur Verfügung:

- **PTA 4** für die Bewertung von AC-Reintonschwellen bei Frequenzen von 125 Hz bis 6 kHz mit Reizpegeln von -10 bis 70 dB HL gemäß IEC 60645-1 Klasse 4.
- **PTA 4 Advanced** für die Bewertung von AC-Reintonschwellen bei Frequenzen von 125 Hz bis 8 kHz mit Stimuluspegeln von -10 bis 110 dB HL gemäß IEC 60645-1 Klasse 4 mit erweitertem Frequenz- und Pegelbereich.
- **PTA 3** zur Bewertung von AC- und BC-Reintonschwellen gemäß IEC 60645-1 Klasse 3. Die Frequenzen und Pegel sind dieselben wie bei PTA 4 Advanced. Aufgrund der begrenzten Kapazität des elektromechanischen Knochenleiters sind die BC-Stimuluspegel niedriger. Das Modul bietet außerdem eine kontralaterale Maskierungsoption, die Präsentation verschiedener Stimulustypen (Reinton, gepulster Reinton, Warbelton) und automatische Schwellenerkennungsverfahren (Békésy, Hughson-Westlake).
- **PTA-HF** zur Bewertung der Reintonschwellen bei hohen Frequenzen von 9 bis 16 kHz. PTA-HF ist nur mit bestimmten Kopfhörern verfügbar, z.B. dem Sennheiser HDA 300.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie auf dem Bildschirm für die Modulauswahl die Option *Audio*. Wählen Sie die Voreinstellung, die Sie verwenden möchten. Ändern Sie ggf. die Parameter (z.B. Audiometrieprotokoll). Wenn der Expertenmodus ausgewählt ist, erscheint die Benutzeroberfläche wie in *Abbildung 1*. Drücken Sie die Einstellungstaste ⑬ (nur PTA3), um den Schallwandler und seine Platzierung (AC, BC Mastoid, BC Stirn) auszuwählen, den Stimulustyp (Reinton, gepulster Reinton, Warbelton) zu wählen, in den Modus für unangenehme Lautheit (UCL) zu wechseln, die automatische Prüfung zu aktivieren oder die bilaterale Audiogrammansicht zu aktivieren (Daten von beiden Ohren in einem Audiogrammdiagramm darstellen). Bitte beachten Sie, dass Sie auch die Schallwandler wechseln können, indem Sie die AC-Taste ③ drücken, die von AC zu BC (Mastoid) zu BC-F (Stirn) umschaltet, wenn ein AC- und ein BC-Schallwandler angeschlossen sind.

Für manche Patienten (z.B. Kinder) kann ein gepulster Reinton oder ein Wobbel-Ton interessanter sein als ein kontinuierlicher Reinton und daher bevorzugt werden. Beim Békésy-Verfahren werden gepulste Reize verwendet. Bei Patienten mit tonalem Tinnitus kann ein gepulster Reinton oder ein Warble-Ton den Stimulus besser vom Tinnitus unterscheiden. Aktivieren Sie bei Bedarf den Maskierungsmodus durch Drücken der Maskierungstaste ⑫ (siehe *METHODIK*). Der Maskierungsmodus kann durch Drücken der Taste ⑭ wieder ausgeschaltet werden.

Bevor der Schallwandler angebracht und der Test gestartet wird, muss der Patient in die Aufgabe eingewiesen werden. Der Patient muss angeben, ob ein Ton zu hören ist oder nicht, z.B. durch Heben der Hand oder Drücken der Patientenantworttaste, wenn ein Ton zu hören ist, oder durch Ablegen der Hand oder Loslassen der Patientenantworttaste, wenn *kein* Ton zu hören ist. Bei gepulsten Tönen ist darauf zu achten, dass der Patient

Wählen Sie das Testohr durch Drücken der Ohrentaste ⑪. Das gerade aktive Ohr wird angezeigt. Wenn Lautsprecher angeschlossen sind oder die binaurale Messung am Gerät aktiviert ist, kann auch die binaurale Stimulation ausgewählt werden. Führen Sie entweder einen manuellen Test oder einen automatischen Test bei den ausgewählten Frequenzen durch. Weitere Informationen über einen typischen Arbeitsablauf bei der Reintonaudiometrie finden Sie z.B. in ISO 8253-1 und ASHA (2005). Bei manuellen Tests können die Stimulusfrequenz ⑧, der Pegel und/oder der Maskierungspegel ⑦ (im Maskierungsmodus sind die Tasten für den Maskierungspegel durch einen grauen Bereich hervorgehoben) ausgewählt werden. Die gewählten Pegel können am Fadenkreuz im Audiogramm (rot: rechtes Ohr, blau: linkes Ohr, schwarz: binaural, grün: Maskierung) und an den Werten zwischen den Auswahlelementen abgelesen werden (in *Abbildung 1*: Stimuluspegel: 40 dB HL, Maskierungspegel: -10 dB HL). Bei PTA-HF verschiebt sich das Audiogramm zu höheren Frequenzen, wenn man das Fadenkreuz über 8 kHz hinaus bewegt. Im Maskierungsmodus kann entweder der Stimuluspegel oder der Maskierungspegel oder beide Pegel zusammen gesteuert werden. Der Sperrmodus kann durch Drücken der Sperrtaste ⑮ aktiviert werden. Die Tasten für den Stimuluspegel können in den *Audiovoreinstellungen* des Geräts konfiguriert werden (Pfeil nach oben: Pegel verringern, Pfeil nach unten: Pegel erhöhen oder umgekehrt). Der Stimulus kann so lange abgespielt werden, wie die Lautsprechertaste ⑨ gedrückt ist. Wenn der Stimulus abgespielt wird, leuchtet die orangefarbene Statusanzeige ①. Wenn das Maskierungsgeräusch abgespielt wird, leuchtet die grüne Statusanzeige ②. Wenn die Patientenantworttaste gedrückt wird, leuchtet die große grüne Statusanzeige ③. Wenn eine Schwelle ermittelt wurde, setzen Sie das Symbol an die Position des roten oder blauen Fadenkreuzes ⑥, indem Sie das Audiogramm ⑤ drücken. Das Symbol kann von "gehört" über "nicht gehört" bis hin zum Löschen des Symbols umgeschaltet werden. Der Test kann mit der Stopptaste ⑩ beendet werden.



Die Hörschwellen sind in Form eines Audiogramms über die Testfrequenzen aufgetragen. Die Symbole für das rechte Ohr sind rot, die Symbole für das linke Ohr blau und die binauralen Symbole schwarz dargestellt. Die verwendeten Symbole beziehen sich auf ISO 8253-1, Tabelle 1. BC-Symbole können wie von ISO 8253-1 vorgeschlagen oder gespiegelt dargestellt werden (übliche Darstellung z.B. in Deutschland). Die Darstellung des BC-Symbols und des Symbols für keine Reaktion kann in den *Audio-Voreinstellungen* konfiguriert werden.

Seite 15 / 151

Für die Interpretation des Ergebnisses können die folgenden Hinweise berücksichtigt werden (siehe *Abbildung 2*):

- **Schallleitungsschwerhörigkeit:** Das Audiogramm zeigt normale Knochenleitungsschwellen, die Luftleitungsschwellen sind um mindestens 10 dB schlechter als normal. Diese Luft-Knochen-Lücke entsteht durch die Dämpfung der Luftleitungsreize auf dem Weg durch das Außen- und Mittelohr. Eine Schallleitungsschwerhörigkeit tritt typischerweise aufgrund von Problemen im Außen- oder Mittelohr auf, darunter Anomalien des Trommelfells, Verstopfung des Gehörgangs (z.B. durch Cerumen), Mittelohrentzündung oder -flüssigkeit (z.B. Otitis media), Perforation des Trommelfells oder Gehörknöchelchen-Defekte.
- **Schallempfindungsschwerhörigkeit:** Das Audiogramm zeigt Luft- und Knochenleitungsschwellen, die höher als 20 dB HL sind und beide innerhalb eines Bereichs von etwa 10 dB voneinander liegen. Eine Schallempfindungsschwerhörigkeit tritt typischerweise aufgrund von Läsionen der Sinneszellen, des Hörnervs oder der zentralen Hörbahn auf (z.B. Presbyakusis, lärmbedingter Hörverlust, Menière-Krankheit, Vestibularisschwannom).
- **Gemischter Hörverlust:** Eine Mischung aus Schallleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit.

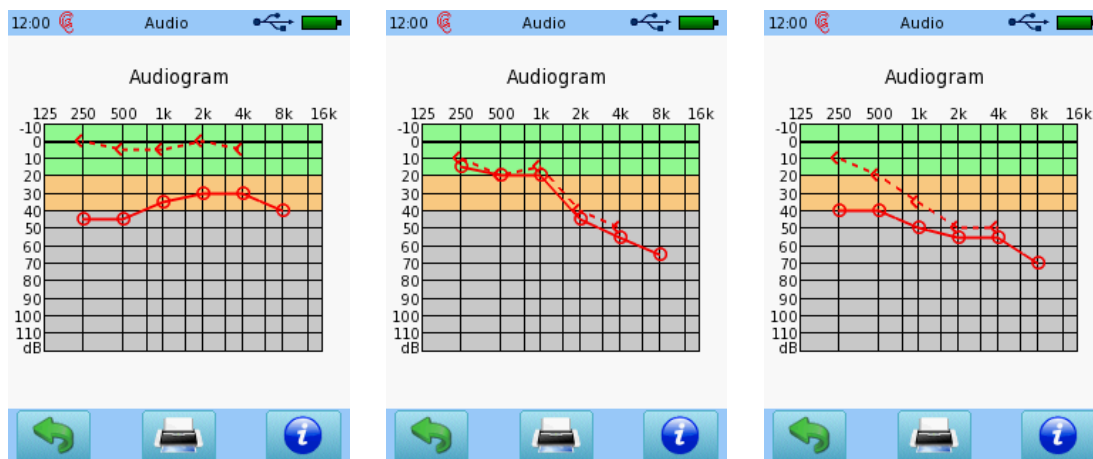


Abbildung 2: Beispiele für Audioergebnisse (links: Schallleitungsschwerhörigkeit; Mitte: Schallempfindungsschwerhörigkeit; rechts: gemischter Hörverlust mit Schallleitungs- und Schallempfindungskomponenten)

Die Protokolle *Screen*, *Diagnostic* und *Auto Audio* bieten angepasste Benutzeroberflächen, wie in *Abbildung 3*. Die Benutzeroberflächen dieser Protokolle ähneln in vielen Teilen der Experten-Benutzeroberfläche. Im Folgenden werden die Unterschiede erläutert. Die *Screen*-Benutzeroberfläche bietet eine Ergebnistabelle ① anstelle eines Audiogramms. Die Tabelle enthält entweder den getesteten Pegel (gehört) oder *NR* = *keine Reaktion* (nicht gehört). Die gerade aktive Frequenz-Pegel-Kombination wird in der Ergebnistabelle hervorgehoben. Die *Auto-Audio*-Benutzeroberfläche bietet eine Wiedergabetaste ③ anstelle der Lautsprechartaste, mit der die automatische Schwellenwerterkennung gestartet werden kann. Die Reaktion des Patienten, die von der Patientenantworttaste abgelesen wird, beeinflusst die Richtung des Stimuluspegels. Wird eine Schwelle durch den automatischen Algorithmus erkannt, wird sie automatisch in das Audiogramm eingetragen. In allen Protokollen gibt es keine *Einstellungen* und keine Maskierungstaste. Stattdessen haben Sie in der Fußzeile direkten Zugang zum Ändern des Stimulustyps (Reinton, gepulster Reinton, Wobbel-Ton) durch Drücken der Stimulustyp-Taste ②.



Abbildung 3: Audio-Benutzeroberflächen für verschiedene Protokolle (links: Bildschirm; Mitte: Diagnose; rechts: Auto-Audio)

LITERATUR

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

3.1.2 Tinnitus-Matcher

METHODIK

Die American Tinnitus Association definiert Tinnitus als "die Wahrnehmung von Geräuschen, wenn kein tatsächliches externes Geräusch vorhanden ist". Tinnitus ist in der Regel subjektiv, da er nur von der betroffenen Person selbst wahrgenommen wird, kann aber in seltenen Fällen auch objektiv sein, da auch andere Personen ihn hören können. Auch wenn Tinnitus gemeinhin als "Ohrensausen" bezeichnet wird, kann er sich in vielen verschiedenen Geräuschwahrnehmungen äußern, darunter Summen, Zischen, Pfeifen, Rauschen und Klicken. In einigen seltenen Fällen berichten Tinnitus-Patienten, dass sie Musik hören. Das Geräusch kann eine hohe oder niedrige Tonhöhe haben und als leise oder laut beschrieben werden. Tinnitus kann konstant oder intermittierend auftreten. Obwohl relativ selten, korreliert der Tinnitus in einigen Fällen mit spontanen otoakustischen Emissionen (SOAE).

Auch wenn es noch keine Heilung für Tinnitus gibt, kann den Patienten geholfen werden, indem der Tinnitus genauer definiert wird als mit einer Standard-Audiometrie.

Tinnitus wird häufig durch einen Hörverlust oder andere gesundheitliche Gründe verursacht. Daher wird bei Tinnituspatienten zusätzlich zur Standardaudiometrie, die häufig Reinton- und Sprachtests, Lautstärkepegel, Impedanz-Messungen und otoakustische Emissionen umfasst, ein Tinnitus-Matching durchgeführt. Das Tinnitus-Matching wird oft zusammen mit Tinnitus-Fragebögen durchgeführt, um die Auswirkungen des Tinnitus auf den Patienten zu ermitteln, da Tinnitus die Lebensqualität einer Person negativ beeinflussen kann.

Beim Tinnitus-Matching werden verschiedene Töne oder Geräusche verwendet, um zu versuchen, die spezifische Wahrnehmung des Tinnitus durch den Patienten zu ermitteln. Dabei werden Tonhöhe und Lautstärke (Frequenz und Intensität) eines Signals so angepasst, dass der Patient eine möglichst große Übereinstimmung mit der subjektiven Wahrnehmung des Geräusches, das er hört, feststellen kann. Das Tinnitus-Matching wird durchgeführt, um nützliche Informationen für das Tinnitus-Management zu erhalten.

Der Lautheits- und Tonhöhenabgleich wird nach der audiologischen Beurteilung durchgeführt. Wie bei der Standardaudiometrie wird die Tonhöhenanpassung häufig bei 1000 Hz begonnen, und der Patient wird gebeten, festzustellen, ob sein Tinnitus höher oder tiefer ist als das dargestellte Signal. Ziel ist es, die Tonhöhe auf eine halbe Oktave genau zu bestimmen und schließlich mit der Tonhöhe des Tinnitus übereinzustimmen. Bei der angepassten Frequenz werden die Hörschwelle und die Lautheit des Tinnitus in 1-dB-Schritten ermittelt. Bei der anfänglichen Lautheitsanpassung wird das Signal mit 10-20 dB SL präsentiert, wenn eine normale Hörschwelle vorhanden ist, und mit 5-10 dB SL, wenn ein Hörverlust vorliegt. Für die Lautheits- und Tonhöhenanpassung können reine Töne oder schmale Rauschbänder verwendet werden.

Die Hauptunterschiede zwischen dem Tinnitus Matcher und dem PTA-Modul bestehen darin, dass die Frequenzen mit einer hohen Auflösung von bis zu 0,1 Hz und die Pegel mit einer Schrittweite von nur 1 dB HL eingestellt werden können. Darüber hinaus können beide Ohren unabhängig voneinander stimuliert werden. Zu den Stimuli gehören neben reinen Tönen auch gepulste und Warble Töne sowie Schmalbandrauschen. Der Tinnitus Matcher unterstützt dieselbe Reihe von Luftleitungsschallwandlern wie die PTA.

Ein weiterer Test, der häufig durchgeführt wird, ist der Oktavverwirrungstest. Ziel ist es, die Oktave des Tinnitus des Patienten zu bestätigen. Patienten mit Tinnitus verwechseln manchmal die Tonhöhe ihres Tinnitus mit einem Ton, der eine Oktave über oder unter ihrem Tinnitus liegt. Der Test wird durchgeführt, indem Töne eine Oktave über und eine unter der Frequenz dargeboten werden, die der Patient bei der Frequenzanpassung ausgewählt hat.

Zusätzlich zur Lautstärke und Tonhöhenanpassung wird festgestellt, dass der minimale Maskierungspegel (MML) den Tinnitus unhörbar macht. Es wurde ein Zusammenhang zwischen dem MML-Wert und der Wirksamkeit der Behandlung festgestellt, da bei einer Verbesserung des Tinnitusproblems auch der MML-Wert abnahm

(Jostreboff, Hazell & Graham, 1994). Es wurde auch berichtet, dass bei der Tinnitus-Maskierung als Behandlung ein Erfolg als wahrscheinlich gilt, wenn die MML kleiner als die Lautstärkeübereinstimmung ist, und umgekehrt, wenn die MML größer als die Lautstärkeübereinstimmung ist, der Erfolg weniger wahrscheinlich ist (Vernon, Griest & Press, 1990; Vernon und Meikle, 2000).

Der minimale Maskierungspegel (MML) wird gemessen, indem ein Stimulus präsentiert wird, der so eingestellt ist, dass der Tinnitus nicht mehr wahrgenommen wird. Der Stimulustyp muss so gewählt werden, dass er den Tinnitus maskieren kann, d.h. er muss genügend spektrale Komponenten des Tinnitus enthalten (Vernon und Meikle, 2003). Abhängig von der spektralen Komplexität des Tinnitus können entweder reine Töne oder Rauschen verwendet werden (AWMF-Leitfaden, 2021).

Zusätzlich zur MML wird auch die Resthemmung gemessen. Resthemmung ist die vorübergehende Unterdrückung oder Beseitigung des Tinnitus, die nach einer auditorischen Stimulation auftritt (Vernon, 1982; Vernon & Meikle, 1988). Die Resthemmung (RI) wird gemessen, indem ein Maskierungsreiz 1 Minute lang mit einem Pegel von MML + 10 dB HL dargeboten wird. Für die RI können verschiedene Reiztypen verwendet werden, darunter (amplitudenmodulierte) Reintöne oder Schmalband- oder Breitbandrauschen (z.B. weißes Rauschen). Die Aufgabe des Patienten besteht darin, anzugeben, wann die Tinnituswahrnehmung dieselbe ist wie vor der Präsentation des Maskierungsreizes. Gemessen wird die Zeitspanne, die dafür benötigt wird (Vernon und Meikle 2003). Vollständige RI beschreibt die Zeitspanne, in der die Tinnituswahrnehmung nach dem Maskierungsoffset vollständig ausbleibt, während partielle RI die Zeitspanne beschreibt, in der der Tinnitus zwar vorhanden ist, aber mit reduzierter Lautstärke.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *Tinnitus-Matcher* aus dem Modulauswahlbildschirm. Beachten Sie, dass für dieses Modul keine Voreinstellungen verfügbar sind. Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler angeschlossen ist (Kopfhörer, Einsteckhörer oder Lautsprecher) und starten Sie den Test, indem Sie das Testohr auswählen (drücken Sie LINKS oder RECHTS). Bevor der Schallwandler aufgesetzt und der Test gestartet wird, muss der Patient in die Aufgabe eingewiesen werden. Der Patient soll feststellen, ob sein Tinnitus höher oder niedriger ist als das dargestellte Signal.

Wählen Sie das Testohr durch Drücken der Ohrentaste ①. Das derzeit aktive Ohr wird angezeigt. Während des Tests können Reizfrequenz ②, Pegel ③, Reizdarstellungsart ④ und Frequenzschritte ⑤ gewählt werden. Die gewählten Pegel sind am Fadenkreuz im Audiogramm (rot: rechtes Ohr, blau: linkes Ohr) und an den Werten zwischen den Auswahlelementen ablesbar (in Abbildung 4: Stimuluspegel: 50 dB HL). Das aktive Ohr kann mit seinen eigenen Stimulusparametern umgeschaltet werden. Um eine Einstellung auf das andere Ohr zu "kopieren", verwenden Sie die Funktion Ohr tauschen ⑥. Der Stimulus wird abgespielt, wenn eine Lautsprechertaste ⑦ aktiviert ist. Wird der Stimulus abgespielt, wird die entsprechende Testohr-Taste rot oder blau dargestellt. Diese Taste kann auch als Ton-Ein/Aus-Schalter verwendet werden. Sobald ein passender Punkt empirisch gefunden wurde, setzen Sie das Symbol an die Position des roten oder blauen Fadenkreuzes, indem Sie das Audiogramm drücken. Es können mehrere Punkte auf dem Audiogramm markiert werden. Das Modul kann mit der Stopptaste ⑧ beendet werden.

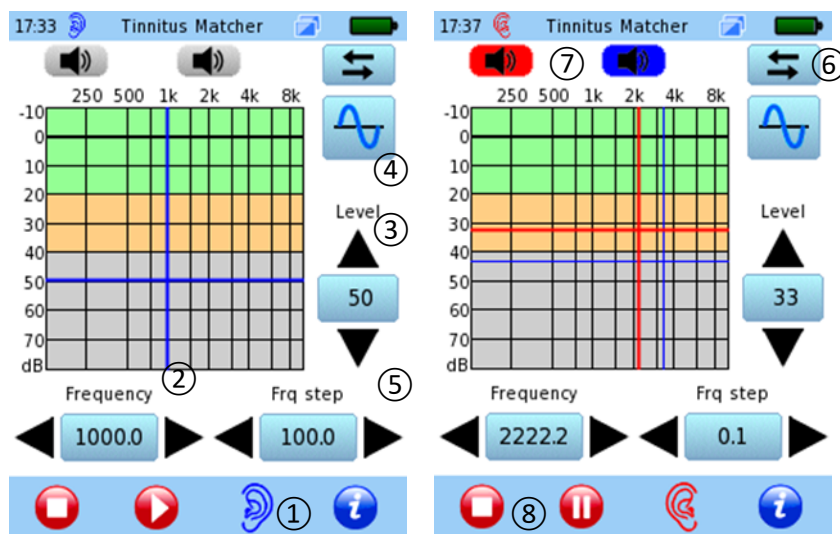


Abbildung 4: Benutzeroberfläche des Tinnitus-Matchers (links: monaural, rechts: binaural)

LITERATUR:

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

3.1.3 Multiple-Choice Auditory Graphical Interactive Check (MAGIC)

METHODIK

Die Spielaudiometrie ist eine in der Kinderaudiologie gut etablierte Methode. Das Testverfahren, bei dem das Kind ständig aufmerksam sein muss, ist jedoch anstrengend und die Aufgabe (in der Regel das Einstecken eines Stifts in eine Stecktafel) variiert nur geringfügig. Im Gegensatz dazu können bildbasierte und selbstgesteuerte Testverfahren die Aufmerksamkeit des Kindes erheblich steigern. MAGIC ist ein bildbasierter, selbstgesteuerter Test, der eine spielerische Alternative zur herkömmlichen Reintonaudiometrie darstellt. Der Test ist speziell für Vorschul- und Schulkinder konzipiert, kann aber auch bei anderen kooperativen Patienten eingesetzt werden. Bitte beachten Sie, dass bei Patienten, von denen nicht zu erwarten ist, dass sie den Test durchführen können oder die nicht in der Lage sind angemessen auf den Ton zu reagieren, eine DPOAE- oder ASSR-Schwellenwertmessung empfohlen wird.

Es stehen zwei MAGIC-Workflows zur Verfügung:

- **MAGIC Screen** ermöglicht ein schnelles Hörscreening bei vom Benutzer wählbaren Frequenzen und Pegeln. Wenn mehrere Pegel ausgewählt sind, beginnt der Algorithmus mit dem niedrigsten Pegel und geht jedes Mal zum nächsthöheren Pegel über, wenn der Ton nicht gehört wird.
- **MAGIC Audio** ermöglicht die Bestimmung der Hörschwelle bei vom Benutzer wählbaren Frequenzen mit einem automatisch gesteuerten Klammeralgorithmus. Stumme Töne sind zur Erkennung von Fehleingaben des Patienten enthalten.

MAGIC kann bei audiometrischen Standardfrequenzen von 250 Hz bis 8 kHz durchgeführt werden. Verschiedene Tiere stehen für verschiedene Frequenzen (Kuh = 250 Hz, Bär = 500 Hz, Elefant = 1 kHz, Katze = 2 kHz, Schaf = 3 kHz, Maus = 4 kHz, Vogel = 5 oder 6 kHz, Delphin = 8 kHz - siehe *Abbildung 5*).

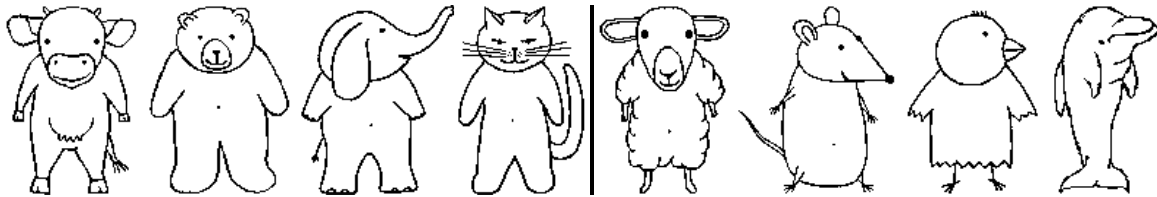


Abbildung 5: MAGIC-Tiere (von links nach rechts: Kuh, Bär, Elefant, Katze, Schaf, Maus, Vogel und Delfin)

Jedes Tier wird in drei Varianten präsentiert: *neutral*, um die Klangpräsentation zu beginnen, *gesund* und *krank*, um die beiden Zustände *gehört* bzw. *nicht gehört* anzuzeigen (siehe *Abbildung 6*). Der selbstgesteuerte Arbeitsablauf muss dem Patienten ausführlich erklärt werden. Eine einleitende Geschichte wird empfohlen, um die Aufgabe zu erklären und den Patienten zu motivieren, sich testen zu lassen. Der Patient soll in die Rolle eines Arztes schlüpfen, dessen Aufgabe es ist, gesunde und kranke Tiere zu diagnostizieren, je nachdem, ob sie ein Geräusch machen oder nicht. Dies kann auch dazu beitragen, den Patienten zu entlasten, da nicht er selbst diagnostiziert wird, sondern er die Fähigkeit der Tiere, Geräusche zu erzeugen, diagnostiziert.

Über den Touchscreen steuert der Patient die Schalldarbietung und die Antwort, ob der Schall gehört wurde (gesundes Tier) oder nicht (krankes Tier). Der Untersucher erklärt den Testablauf während der Instruktionsphase, überwacht die Messung und unterstützt den Patienten, falls erforderlich. Der Prüfer kann auch jederzeit in den Messvorgang eingreifen oder bei Bedarf einen erneuten Test bei einer beliebigen Frequenz durchführen (MAGIC Audio).

Allgemeine Informationen zur konventionellen Reintonaudiometrie finden Sie im Abschnitt [3.1.1: Reintonaudiometrie \(PTA\)](#).

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *MAGIC* aus dem Modulauswahlbildschirm. Wählen Sie die Voreinstellung, die Sie verwenden möchten. Ändern Sie ggf. die Parameter (z.B. Testmodus, Frequenz, Screening-Pegel (MAGIC Screen) / Testpegelbereich (MAGIC Audio), Stimulustyp) und den Namen der Voreinstellung nach Bedarf. Für manche Patienten (z.B. Kinder) kann ein Wobbel-Ton interessanter sein als ein Reinton und daher bevorzugt werden. Auch für Patienten mit tonalem Tinnitus kann ein Warble-Ton den Stimulus besser vom Tinnitus unterscheiden.

Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler angeschlossen ist (z.B. Kopfhörer, Einsteckhörer, Knochenleiter) und wählen Sie das Testohr aus (*Rechts+Links*: sequentielle Messung des rechten und linken Ohrs für jede Frequenz). Die Messung kann mit der Einführungsphase (falls in den Einstellungen aktiviert) oder mit der Testphase gestartet werden.

Es wird empfohlen, mit der Instruktionsphase zu beginnen. Sagen Sie dem Patienten, dass seine/ihre Aufgabe jetzt darin besteht, ein Arzt zu sein. Einige Tiere werden ein Geräusch von sich geben, weil sie gesund und glücklich sind (sie werden mit erhobenen Händen gezeigt), andere Tiere werden kein Geräusch von sich geben, weil sie krank sind (sie werden mit einem Schal gezeigt). Der Patient in der Rolle des Arztes soll herausfinden,

welche Tiere gesund und welche krank sind. Um herauszufinden, ob das Tier einen Ton erzeugt oder nicht, muss das neutrale Tier gedrückt werden (siehe *Abbildung 6 - ①*). Die Antwort erfolgt durch Drücken des jeweiligen gesunden ③ oder kranken ② Tieres. Eine Antwort wird erst akzeptiert, *nachdem* der Bauch des neutralen Tieres gedrückt wurde, d. h. nach der Tonpräsentation. Die Instruktionsphase beginnt mit einem Reiz in einer vom Benutzer einstellbaren Anfangslautstärke (MAGIC Audio) oder in einer festen, vom Gerät festgelegten Lautstärke (MAGIC Screen). Der zweite Stimulus wird mit einem um 10 dB niedrigeren Pegel dargeboten (wenn die erste Reaktion gehört wurde). Abschließend wird ein Stummschaltungston dargeboten, um den Patienten daran zu gewöhnen, dass auch hier kein Ton auftreten darf.



Abbildung 6: MAGIC-Benutzeroberfläche (links: Tonpräsentation und Reaktion; Mitte/Rechts: Tierausswahl)

Eine typische Anweisung kann wie folgt ablaufen *Tabelle 2*. Ein kurzes Anleitungsblatt steht auch auf der PATH MEDICAL Website im Bereich "Lernen" zum Download bereit.

Erklärung des Prüfers	Aufgabe für den Prüfer
<i>Hier siehst du ein Tier. Wenn du auf den Bauch des Tieres drückst, kannst du hören, ob das Tier ein Geräusch macht oder nicht. Das erste Tier macht ein Geräusch.</i>	Zeigen Sie dem Patienten, wie er den Bauch des neutralen Tieres drücken kann.
<i>Drücken Sie auf den Bauch des Tieres. Hörst du das Geräusch?</i>	Bitten Sie den Patienten, mehrmals auf den Bauch zu drücken.
<i>Jedes Mal, wenn du auf den Bauch des Tieres drückst, macht es ein Geräusch.</i>	Der Patient sollte mitteilen, dass der Ton hörbar ist. Wenn dies nicht der Fall ist, muss ein höherer Reizpegel gewählt werden (bei <i>ungehörtem</i> Drücken erhöht sich der Reizpegel automatisch um 20 dB). Wiederholen Sie die Anweisung aus dem ersten Schritt. Zeigen Sie dem Patienten, wie er das gesunde Tier entsprechend drücken kann.
<i>Das nächste Tier macht auch ein Geräusch, aber es ist ein leiseres Geräusch. Drücken Sie auf den Bauch und hören Sie zu.</i>	Der Patient sollte dieses Geräusch ebenfalls hören. Achten Sie darauf, dass der Patient das gesunde Tier entsprechend drückt, <i>das er hört</i> .
<i>Das nächste Tier gibt keinen Laut von sich. Du wirst nichts hören. Drücken Sie auf den Bauch und lauschen Sie.</i>	Der Patient sollte mitteilen, dass kein Ton zu hören ist. Wenn nicht, wiederholen Sie die Anweisung. Zeigen Sie dem Patienten, wie er das kranke Tier entsprechend drücken muss, um <i>nicht gehört zu werden</i> .

Tabelle 2: MAGIC-Befehl

Nach der Instruktionsphase beginnt die Testphase. Je nach Alter und körperlichen/geistigen Fähigkeiten kann die Testphase vollständig selbstgesteuert (d. h. der Patient gibt seine Antwort ein) oder mit Unterstützung des Prüfers durchgeführt werden. Die Beaufsichtigung durch einen qualifizierten Prüfer wird zu jeder Zeit empfohlen.

Der Fortschritt des Testablaufs kann durch eine Ablage visualisiert werden, aus der das aktuelle Versuchstier ausgewählt wird (Option für MAGIC Audio). Bitte überprüfen Sie während des Tests, ob der Patient den Test ordnungsgemäß durchführt. Gibt es einen Hinweis darauf, dass der Patient den Arbeitsablauf nicht versteht (z.B. Drücken des gesunden Tieres nach dem Stummschaltton oder willkürliches Drücken des Bildschirms), können Sie den Test neu starten oder die Instruktionsphase zwischendurch wiederholen (Option in den Einstellungen ⑤) (MAGIC Audio). Auch eine vorherige Patientenreaktion kann durch Drücken der Rückgängig-Taste ④ in der Fußzeile rückgängig gemacht werden (drücken Sie den Ein-/Ausschalter, um die Fußzeile sichtbar zu machen).

In der Kopfzeile werden Informationen über den aktuellen Teststatus, einschließlich der Stimuluspegel und der Reaktion des Patienten, angezeigt (siehe *Tabelle 3*). Die Kopfzeile in *Abbildung 6* zeigt beispielsweise, dass sich der Test in der Instruktionsphase befindet, in der ein Ton mit einer Lautstärke von 50 dB HL zu hören ist, wenn der Bauch des Tieres gedrückt wird. Der vorherige Stimulus, der mit 60 dB HL dargeboten wurde, wurde vom Patienten gehört. Wenn Sie den Verdacht haben, dass der Patient die Kopfzeileninformation ausnutzen könnte, schalten Sie die Information über den aktuellen Pegel in den Moduleinstellungen aus (auch möglich während des Tests für MAGIC Audio über die Einstellungsschaltfläche ⑤).

Stimulus	Testphase	Aktueller Stand	MAGIC-Modus:	Vorherige Ebene	Antwort
S: Sinus F: Wobbel (FM-Ton)	I: Unterweisung M: Messung	Wert [dB HL], stumm	Audio, Bildschirm	Wert [dB HL], stumm	 gehört  nicht gehört

Tabelle 3: MAGIC-Kopfzeileninformationen

Zu Beginn der Testphase und nach Beendigung eines Testlaufs mit einer Frequenz kann der Patient ein neues Tier auswählen (siehe *Abbildung 6 - rechts*). Die Reihenfolge, in der die verschiedenen Tiere ausgewählt werden, bleibt dem Bediener (d. h. dem getesteten Patienten oder dem Prüfer) überlassen.

Nach Abschluss des Tests wird das Ergebnis für MAGIC Screen in einer Tabelle angezeigt (siehe *Abbildung 7*) mit den Symbolen gehört ④, nicht gehört ⑥ und übersprungen/nicht getestet ⑤. Bei MAGIC Audio wird das Ergebnis in Form eines Audiogramms angezeigt. Bei MAGIC Audio ist es möglich, bestimmte Frequenzen erneut zu testen. Ein erneuter Test kann angezeigt werden, wenn eine falsche Reaktion des Patienten angezeigt wird. Eine falsche Antwort wird durch ein "?" im Audiogramm unterhalb der betroffenen Frequenz dargestellt. Die Anzahl der fehlerhaften Antworten wird unter dem "?" ⑦ angezeigt. Ein weiterer Hinweis für eine erneute Prüfung einer Frequenz kann ein Ausreißer im Audiogramm sein. Im MAGIC Audio Ergebnisbildschirm können Sie Testdetails sehen, indem Sie im Audiogramm auf die entsprechende Frequenz drücken. Die Reaktionen bei der ausgewählten Frequenz werden angezeigt (in diesem Fall Beispiel: 25 dB HL: gehört, 5 dB HL: nicht gehört, 15 dB HL: gehört, stumm: nicht gehört, 10 dB HL: gehört; Testlauf beendet und Schwelle auf 10 dB HL festgelegt). Die graue Linie markiert den in den Moduleinstellungen konfigurierten Mindestpegel.

Bitte beachten Sie, dass während dieses Tests die Fußzeile ausgeblendet ist. Sie können die Fußzeile durch kurzes Drücken des Ein-/Ausschalters aktivieren.

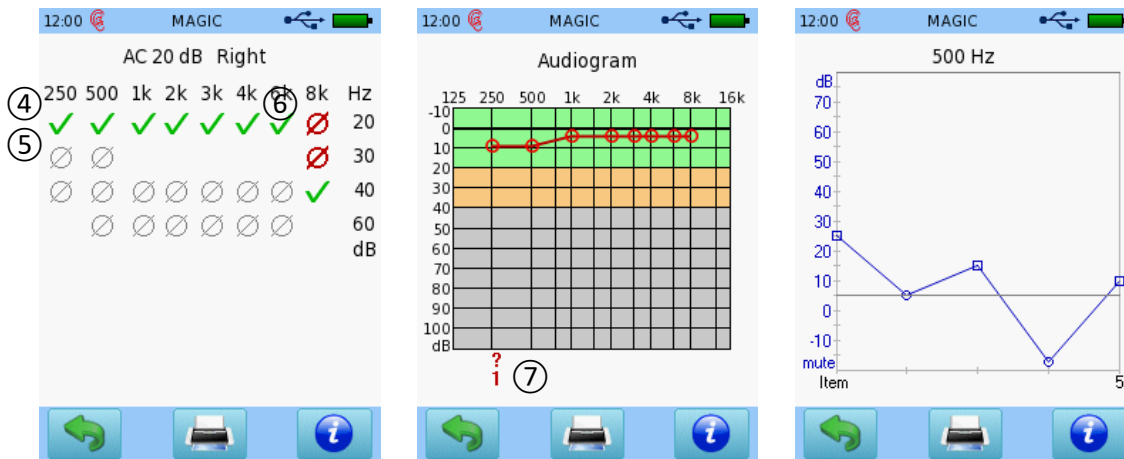


Abbildung 7: MAGIC Ergebnis (links: MAGIC Bildschirm; Mitte: MAGIC Audio; rechts: MAGIC Audio Detail)

STUDIENERGEBNISSE

Die Durchführbarkeit und Zuverlässigkeit von MAGIC wurde bei Kindern in einer multizentrischen Studie untersucht, die an der Abteilung für Kommunikationsstörungen der HNO-Abteilung der Universitätsmedizin Mainz (Deutschland), an der HNO-Klinik des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München (Deutschland) und am Cyprus Audiology Centre Nicosia (Zypern) durchgeführt wurde (Schirkonyer *et al.*, 2010b, 2011). MAGIC-Tests wurden bei 108 Kindern im Alter zwischen 3;6 und 11;11 Jahren bei den Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz ($n = 82$) und zusätzlich bei 0,25, 3, 6, 8 kHz ($n = 26$) durchgeführt. Zusätzlich wurde bei 36 Kindern aus dem Kollektiv eine Hörschwellenschätzung mittels DPOAE I/O-Funktionen durchgeführt. DPOAE I/O-Funktionen wurden bei Frequenzen $f_2 = 1, 1,5, 2, 3, 4$ und 6 kHz mit Primärtonpegeln L_2 im Bereich von 10 bis 65 dB SPL aufgezeichnet. Die Schwellenwerte wurden durch lineare Regressionsanalyse geschätzt. Die Primärtonpegel L_1 und L_2 wurden nach dem Scherenparadigma eingestellt. Das Frequenzverhältnis f_2/f_1 betrug 1,2. Sowohl die MAGIC- als auch die DPOAE-I/O-Funktionen wurden mit Sentiero gemessen. Zum Vergleich wurden spielaudiometrische Reintonschwellen bei den entsprechenden Frequenzen bestimmt. Es bestand eine hochsignifikante ($p < 0,001$) Korrelation zwischen bildbasierten (MAGIC) und spielaudiometrischen Schwellenwerten. Der Korrelationskoeffizient ($n = 1247$) betrug $r = 0,73$. Das Histogramm der Differenz zwischen bildbasierten und spielaudiometrischen Schwellenwerten zeigte eine Normalverteilung. Die mittlere Differenz betrug $-1,5 \pm 9,6$ dB. Die Testzeit pro Frequenz (ein Ohr) betrug im Durchschnitt etwa 30 s und reichte von 14 bis 91 s. Die Testzeit nahm mit zunehmendem Alter ab. Auch die MAGIC-Reintonschwellen und die geschätzten DPOAE-Schwellen waren hoch signifikant ($p < 0,005$) mit einem Korrelationskoeffizienten von $r = 0,60$.

LITERATUR

- Bohnert A, Schirkonyer V, Müller S, Brantzen P, Keilmann A, Janssen T (2010): Hearing screening in children using DPOAE thresholds and interactive, self-paced behavioural pure-tone thresholds (MAGIC), NHS annual meeting.
- Heller O, Opp-Enzinger AHA (2007): Self-paced in-situ audiometry, international patent WO2007009287 A2
- Janssen T, Bohnert A, Heller O, Schirkonyer V, Oswald H, Zoth P, Keilmann A (2009): Hearing diagnostics in children using DPOAE and pure-tone thresholds, EFAS annual meeting.
- Niedermeyer HP, Schirkonyer V, Lochmahr S, Janssen T (2010): Bildgestützte Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellen in der Pädaudiologie (German: Image-based pure-tone audiometry and DPOAE thresholds in paedaudiology), DGPP annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Heller O, Keilmann A, Janssen T (2010a): Bildgestützte Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellenschätzung bei Kindern (German: Image-based pure-tone audiometry and estimated DPOAE thresholds for children), DGA annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Niedermeyer HP, Thodi C, Keilmann A, Janssen T (2010b): Validierung eines Handgerätes zur bildgestützten Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellenbestimmung bei Kindern (German: Validation

of a handheld device for image-based pure-tone audiometry and DPOAE thresholds for children), DGPP annual meeting.

- Schirkonyer V, Bohnert A, Thodi C, Niedermeyer HP, Keilmann A, Janssen T (2011): Image-based and self-controlled test procedure for assessing pure-tone thresholds in children, Journal of Hearing Science 1(1).
- Thodi C, Zoth P (2010): MAGIC – interactive, self-paced pure-tone audiometry for children, NHS annual meeting.
- Zoth P, Ludwig A, Schirkonyer V, Haszprunar B, Janssen T (2009): Hearing diagnostics by means of extrapolated DPOAE I/O-functions and pure-tone thresholds using a unique hand-held device, IERASG annual meeting.

3.1.4 Überblick: Sprachtests

Analytische Sprachtests bewerten die phonetische Ebene der Sprachwahrnehmung. Sie spiegeln die auditive Verarbeitung der einzelnen Sprachlaute wider. Diese Tests zielen darauf ab die Wahrnehmung von Konsonanten und Vokalen in einfachen Wörtern oder wortähnlichen Kontexten zu bewerten. Zum Beispiel werden Konsonanten in einem Nonsense-Wort mit Vokal-Konsonant-Vokal (VCV) präsentiert (z.B. SUN: aga, afa, asa) oder Vokale werden in einem CVC-Format präsentiert, indem stimmhafte plosive Konsonanten verwendet werden, wobei der erste und zweite Konsonant feststehen (z.B. bid, bed, bad in einem englischen Test).

Worttests ermitteln die Spracherkennungsfähigkeit. Diese Tests zielen darauf ab, die maximal erreichbare Erkennungsleistung bei einem optimalen Sprachpegel zu ermitteln oder den Verlust an Erkennungsleistung bei einem bestimmten Sprachpegel zu testen. Dabei wird die effektive Hörbeeinträchtigung für realistische Sprachreize ermittelt, die gebräuchliche Sprache repräsentieren, wie z.B. einsilbige Wörter (z.B. Bett, Kuh), spondees/zweisilbige Wörter (z.B. Reihe, Spielplatz) oder zweistellige Zahlen (z.B. 21, 45, 97). Die einzelnen Spracherkennungswerte, d. h. der Prozentsatz der Wörter, die vom Patienten für jede dargebotene Sprachstufe korrekt gehört und wiederholt werden, werden in Form eines Sprachaudiogramms angezeigt. Als Spracherkennungsschwelle kann ein bestimmter Wert, z.B. ein Hörpegel bei 50 % Verständlichkeit, angegeben werden. Die anfänglichen Sprachpegel können von der individuellen Hörschwelle bei einer bestimmten Frequenz (z.B. 0,5 kHz, siehe z.B. PTA, MAGIC) plus einem festen Offset abgeleitet werden. Es wird erwartet, dass der Durchschnitt der Reintonschwellen bei 0,5, 1 und 2 kHz (Fletcher-Index) in der Nähe der Spracherkennungsschwelle (für Spondees) liegt. Wenn die durchschnittliche Reintonschwelle deutlich besser ist als die Spracherkennungsschwelle (für Spondees), sollte die Möglichkeit einer zentralen Störung in Betracht gezogen werden.

Sprachtests können mit Kopfhörern, Einsteckhörern und Lautsprechern durchgeführt werden. Lautsprecher werden insbesondere dann eingesetzt, wenn Patienten mit Hörgeräten oder anderen verstärkenden Geräten getestet werden, die die Verwendung von Kopfhörern oder Einsteckhörern verhindern.

Generell können Sprachtests zur Bestimmung des Sprachverständnisses in Ruhe oder im Störgeräusch (d. h. mit ipsilateralem Störgeräusch) oder zur Überprüfung der Anpassungsleistung von Hörgeräten verwendet werden, d. h. durch Testen des Patienten mit und ohne Tragen des Hörgeräts. Im Vergleich zur Reintonaudiometrie wird bei der Sprachaudiometrie die auditive Verarbeitung auf einer höheren kognitiven Ebene untersucht: nicht nur das Hören, sondern auch das Verstehen.

Insbesondere bei Sprachtests mit realistischen Wörtern müssen die Wortlisten für den Zielpatienten geeignet sein und daher das Alter und die Sprachfähigkeiten des Patienten (d. h. das erwartete Wissen über Wörter) berücksichtigen. Berücksichtigen Sie bitte auch, dass sich die Sprache weiterentwickelt und dass einige früher häufig verwendete Wörter nicht mehr verwendet werden können (möglicherweise abhängig vom Alter). Außerdem hängen die Testergebnisse vom Sprecher (z.B. männliche oder weibliche Stimme) sowie von der Aussprache und Betonung der Wörter ab. Worttests sollten im Allgemeinen in der Muttersprache des Patienten durchgeführt werden. Wenn die oben genannten Empfehlungen nicht befolgt werden, spiegelt das Ergebnis möglicherweise nicht den tatsächlichen Hörstatus wider. Bitte beachten Sie, dass, wenn der Prüfer die Korrektheit der Antwort bewertet, auch seine Hör- und Sprachfähigkeiten das Ergebnis des Tests beeinflussen.

Senti und Sentiero Geräte bieten verschiedene Sprachtests wie SUN und MATCH sowie die Sprachtestplattformen UST, Speech CD Player und Live Speech, die in den folgenden Abschnitten erläutert werden.

3.1.5 Speech Understanding in Noise (SUN)

METHODIK

SUN ist ein schneller und selbstkontrollierter Test zum Sprachverstehen im Störgeräusch, der speziell für das Screening von Erwachsenen und älteren Menschen auf eine Hörbehinderung entwickelt wurde und eine Reihe von intervokalischen Konsonanten (VCVs) verwendet. Das Sprachverstehen im Störgeräusch ist die häufigste Hörschwierigkeit bei Erwachsenen (Kramer *et al.*, 1998). Der Test kann jedoch auch für andere kooperative Patienten verwendet werden. Der Test ist so konzipiert, dass er selbstüberzeugend, schnell und mit geringer kognitiver Belastung verbunden ist.

Der Test zielt auf die Logatomerkenkung im Störgeräusch, insbesondere auf die Identifizierung von Konsonanten und damit auf die frühzeitige Beurteilung einer Hochtonschwerhörigkeit. Der Test ist vollständig automatisiert. Drei alternative VCVs (z.B. aFa, aGa, aSa) werden auf dem Touchscreen angezeigt. Die VCVs werden über Kopfhörer, Einsteckhörer oder Lautsprecher mit unterschiedlichen Signal-Rausch-Verhältnissen präsentiert. Der Patient muss das richtige Element auf dem Bildschirm auswählen. Es sind Aufnahmen mit Sprechern verschiedener Sprachen (z.B. Italienisch, Deutsch, Englisch¹) und mit verschiedenen Zeichendarstellungen (z.B. Latein, Griechisch, Farsi, Hindi und Kyrillisch) verfügbar.

Es stehen zwei SUN-Workflows zur Verfügung:

- **SUN Predefined** ermöglicht die Durchführung des Tests mit vorbestimmten Signal-Rausch-Verhältnis (SNR)-Gruppen, d.h. der Test beginnt bei einem bestimmten SNR, woraufhin während des Tests das SNR nach einer festgelegten Anzahl von Wörtern reduziert wird. Die Reihenfolge der Wörter ist festgelegt und im Hinblick auf die Verständlichkeit der VCVs optimiert. Der Sprachpegel bleibt während des gesamten Tests konstant. Der Test ermittelt eine Punktzahl in Abhängigkeit von der Anzahl der richtigen Antworten (Paglialonga *et al.*, 2011a,b).
- **SUN Adaptive** ermöglicht die Durchführung des Tests mit einem adaptiven SNR (ähnlich wie Kaernbach, 1991). Der Sprachpegel wird nach einer richtigen Antwort verringert und nach einer falschen Antwort erhöht. Der Geräuschpegel bleibt während des gesamten Tests konstant. Es gibt eine zusätzliche Fragezeichen-Taste, die gedrückt werden kann, wenn der Patient das Logatom nicht verstanden hat. Der Test liefert als Ergebnis eine SNR-Schwelle.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *SUN* auf dem Modalauswahlbildschirm. Wenn mehr als ein Sprachtest lizenziert ist, finden Sie *SUN* im Abschnitt "*Sprache*". Ändern Sie bei Bedarf die Parameter (z.B. Testmodus, Testpegel, Art des Maskierungsgeräuschs, Sprache, Zeichensatz) nach Bedarf. Achten Sie darauf, eine Sprache und einen Zeichensatz zu wählen, die dem getesteten Patienten vertraut sind.

Bevor Sie den Test starten, weisen Sie den Patienten in die Aufgabe ein. Auf dem Display werden drei verschiedene VCV-Optionen angezeigt. Eine Stimme spricht jedoch nur eine von ihnen aus. Der Patient soll sich ein Sprachbeispiel anhören. Nach dem Abspielen des Sprachbeispiels wird der Patient aufgefordert, die Taste zu drücken, die dem *Wort* entspricht, das er verstanden hat. Wenn das Wort nicht verstanden wurde, soll der Patient raten und eine beliebige Taste drücken (SUN Predefined) oder der Patient kann die Fragezeichen-Taste drücken (SUN Adaptive) (siehe *Abbildung 8*). Vergewissern Sie sich, dass der Patient die Aufgabe verstanden hat.

Um den Patienten an die *Wörter* zu gewöhnen, können Sie mit einer Trainingsphase beginnen (der Trainingsmodus muss in den Einstellungen aktiviert sein). In der Trainingsphase werden einige der Logatome aus dem Test ohne Geräusch abgespielt. Fahren Sie mit der Testphase fort, wenn der Patient mit der Aufgabe vertraut ist.

¹ Bitte fragen Sie PATH MEDICAL nach weiteren Informationen zu den verfügbaren Sprachen.

Vergewissern Sie sich vor Beginn der Trainings- oder Testphase, dass ein gültiger Schallwandler angeschlossen ist (Kopfhörer, Einsteckhörer oder Lautsprecher) und wählen Sie das Testohr aus. Das Training oder der Test beginnt. Bitte beachten Sie, dass während des *SUN Predefined Tests* die ersten Antworten nicht für das Endergebnis gezählt werden.

Je nach Alter und körperlichen/geistigen Fähigkeiten kann der Test vollständig selbstgesteuert (d. h. der Patient gibt seine Antwort ein) nach einer Anleitung oder mit Unterstützung des Prüfers durchgeführt werden. Es wird empfohlen, den Test stets von einem qualifizierten Prüfer beaufsichtigen zu lassen.

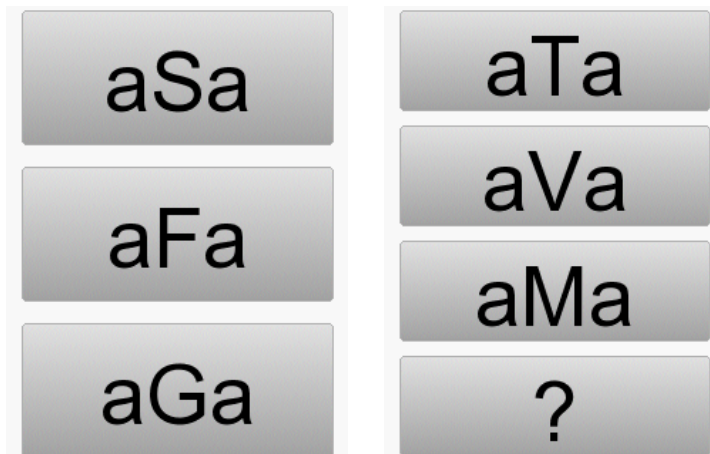


Abbildung 8: Benutzeroberflächen für verschiedene SUN-Testmodi (links: *SUN Predefined*; rechts: *SUN Adaptive*)

Nach Abschluss des Tests wird das Ergebnis für *SUN Predefined* als Punktzahl mit einem Ampelstatus angezeigt (siehe *Abbildung 9 - links*) oder für *SUN Adaptive* als SNR-Schwelle zusammen mit einer Punktzahl und einem Ampelstatus (siehe *Abbildung 9 - Mitte/rechts*).

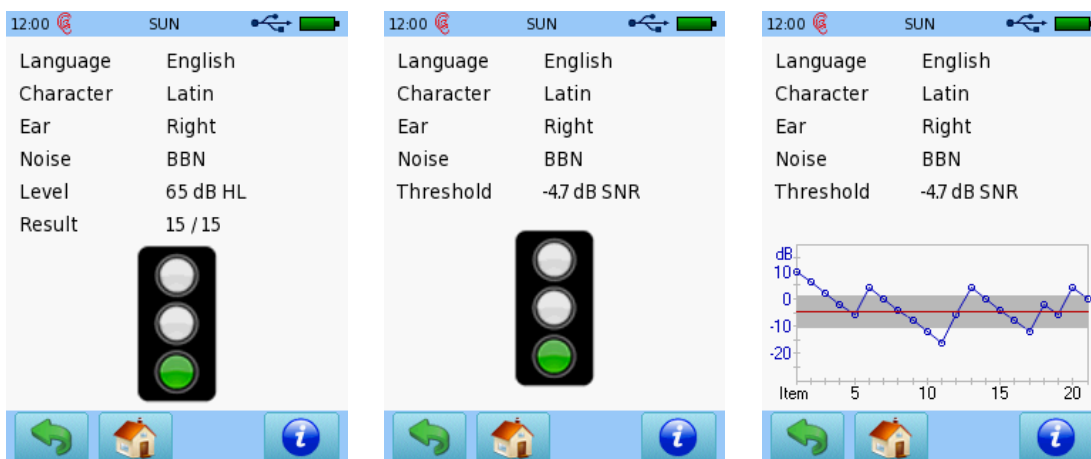


Abbildung 9: *SUN-Ergebnis* (links: *SUN Vordefiniert*; Mitte: *SUN Adaptive mit Ampelansicht*; rechts: *SUN Adaptive mit SNR-Zeitverlaufsansicht*)

Der zeitliche Verlauf des SNR wird zusätzlich in einer Grafik angezeigt, wenn Sie auf den Ergebnisbildschirm drücken. Die dreistufige Statusanzeige bezieht sich auf folgende Definitionen: grün für ein Hörvermögen im Normalbereich, gelb für ein Hörvermögen, das möglicherweise unter dem Normalbereich liegt, rot für ein Hörvermögen deutlich unter dem Normalbereich. Die Grenzen zwischen den Hörbereichsgruppen hängen von der gewählten Sprache ab.

Bitte beachten Sie, dass während dieses Tests die Fußzeile ausgeblendet ist. Sie können die Fußzeile durch kurzes Drücken des Ein-/Ausschalters aktivieren.

STUDIENERGEBNISSE

Eine Studie über die Wirksamkeit von SUN (vordefinierter Modus) für das Hörscreening bei Erwachsenen wurde am Institut für Biomedizinische Technik (IsIB) in Mailand, Italien, durchgeführt (Paglialonga *et al.*, 2011a). Die Studie wurde an 1273 Jugendlichen und Erwachsenen (13 bis 89 Jahre) mit unterschiedlich hohen audiometrischen Schwellenwerten durchgeführt, einschließlich SUN (vordefinierter Modus) in italienischer Sprache und Reintonaudiometrie bei 1, 2 und 4 kHz als Referenz. Die Tests wurden sowohl in einer Umgebung mit geringem als auch mit hohem Umgebungslärm durchgeführt. Nach dem Test wurden alle Patienten gebeten, einen Fragebogen zur Bewertung der Schwierigkeit der Aufgabe, der Testdauer und der Gesamtbewertung auszufüllen. Das Hauptergebnis der Studie war, dass SUN aufgrund der folgenden detaillierten Ergebnisse für das Hörscreening bei Erwachsenen geeignet ist: Das SUN-Gesamtergebnis stimmte mit der Reintonaudiometrie überein, wobei eine gute Korrelation zwischen den drei SUN-Kategorien (Ampelstatus) und drei spezifisch definierten PTA-Klassen bestand. Die Testleistung war unabhängig vom Alter bei allen Patienten ähnlich. Die Testleistung wurde auch durch Umgebungsgeräusche bis zu 65 dB(A) nicht beeinflusst, so dass der Test auch in einer nicht-klinischen Umgebung durchgeführt werden kann, in der Umgebungsgeräusche normalerweise nicht kontrolliert werden (z.B. bei Hörgeräteakustikern). Die Testzeit war mit durchschnittlich zwei Minuten für beide Ohren sehr kurz. Selbst ältere Erwachsene schafften es in der Regel, den Test innerhalb von einer Minute pro Ohr durchzuführen. Dies wird als wichtiger Faktor für einen Hörscreeningtest angesehen, da Unaufmerksamkeit und Ermüdung mit zunehmender Testdauer wahrscheinlich zunehmen. Die kognitive Belastung war gering und die Akzeptanz des Tests war sehr hoch. Etwa 85 % der Patienten empfanden den Test als einfach oder leicht schwierig. 95 % der Patienten bewerteten die Testdauer als kurz oder angemessen. Mehr als 90 % der Patienten bewerteten SUN als angenehm oder neutral.

In einer weiteren Studie (Paglialonga *et al.*, 2013) wurden die oben genannten Daten erweitert, indem SUN (vordefinierter Modus) bei mehr als 6000 Patienten getestet wurde. Der SUN-Test erwies sich als sehr zuverlässig und wies eine gute Korrelation zur Reintonaudiometrie und zur selbstberichteten Hörbehinderung auf. Die Sensitivität und Spezifität des Tests zur Feststellung einer behindernden Hörbehinderung lagen bei 84 % bzw. 75 %. Die Testzeit betrug im Durchschnitt weniger als 1 Minute pro Ohr.

LITERATUR

- 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 Mainzer Audiometrischer Test für Kinder (MATCH)

METHODIK

MATCH ist ein interaktiver, bildbasierter Sprachverständlichkeitstest, der in Ruhe und im Störgeräusch durchgeführt werden kann. Der Test basiert auf dem Mainzer Kindersprachtest I, bei dem ein- und zweisilbige Wörter auf Bildkarten dargestellt werden. Der Mainzer Kindersprachtest I hatte den Nachteil, dass die Anzahl der Wörter zu gering war, die Wörter und Bilder nicht aktuell waren und die Wörter nicht dem typischen Wortschatz eines zweijährigen Kindes entsprachen.

MATCH besteht aus 26 Wörtern, die dem typischen Wortschatz eines zweijährigen Kindes entsprechen (siehe *Abbildung 10*). Obwohl der Test speziell für Kinder entwickelt wurde, kann er auch für andere kooperative Patienten verwendet werden. Die Wörter wurden aus aktuellen Studien zum Wortschatz von Kleinkindern ausgewählt (Suchodoletz und Sachse, 2008). Die Phonemverteilung des Deutschtests zeigt eine gute Übereinstimmung mit dem gesprochenen Deutsch (Schiel, 2010; Schirkonyer *et al.*, 2014). Die Testaufgaben sind figurativ darstellbar und nicht geschlechtsspezifisch. Einfache, kindgerechte Bilder stellen die Wörter dar (z.B. Ente, Milch, Auto, etc.), so dass der Patient keine Lesekenntnisse benötigt. Der Patient muss lediglich auf das vermutete richtige Bild zeigen. Der Test ist als Closed-Set-Test konzipiert (d. h., es steht nur eine begrenzte Anzahl von Alternativen zur Auswahl), da ein Open-Set-Test für kleinere Kinder zu schwierig sein dürfte. Vier Bilder werden gleichzeitig auf dem Touchscreen präsentiert. Eines davon gehört zu dem gesprochenen Wort. Wenn das Wort nicht verstanden wurde, muss der Patient nicht raten, sondern kann die Taste "?" drücken. Die Klangpräsentation wird durch Drücken eines "Zauberkastens" gestartet. Nachdem der Patient die Antwort gegeben hat, wird der Test fortgesetzt, bis alle Items präsentiert wurden. Der Test ist vollständig randomisiert, d. h. die Reihenfolge der Wörter und die Alternativen sind randomisiert, so dass der Test mit demselben Patienten wiederholt werden kann. Es ist möglich, den Test mit einer Teilmenge der gesamten Wortliste durchzuführen. Wenn das Kind zum Beispiel einige Wörter nicht kennt, können diese aus dem Test entfernt werden.



Abbildung 10: MATCH-Bilder (von links nach rechts: 1) Affe, Apfel, Auge, Auto, Bär, Ball, Baum, 2) Bett, Boot, Butter, Eier, Ente, Gurke, Haare, 3) Hase, Hose, Licht, Milch, Mund, Nase, Ohr, 4) Opa, Pferd, Tür, Uhr, Wasser)

MATCH ist auch mit zusätzlichem ipsilateralem Rauschem mit einem festen Rauschpegel von 65 dB verfügbar. In diesem Modus wird die Sprachverständlichkeit im Störgeräusch nach demselben Verfahren wie ohne

Störgeräusch bewertet. Es wurde gezeigt, dass die Schwelle des Sprachverständnisses im Störgeräusch empfindlicher für die Beurteilung eines Hörverlusts ist (Leensen *et al.*, 2011). Der Test mit ipsilateralem Rauschen ist für ältere Kinder und Erwachsene geeignet.

Es stehen zwei MATCH-Workflows zur Verfügung:

- **MATCH Fixed** ermöglicht die Durchführung des Tests mit einem festen Sprachniveau. Der Test ermittelt eine Punktzahl in Abhängigkeit von der Anzahl der richtigen Antworten.
- **MATCH Adaptive** ermöglicht die Durchführung des Tests mit einer adaptiven Sprachausgabe. Der Sprachpegel wird nach einer richtigen Antwort verringert und nach einer falschen Antwort erhöht. Der Test ermittelt eine Spracherkennungsschwelle von 71,4 % in Ruhe (ohne ipsilaterales Rauschen) oder im Störgeräusch (mit ipsilateralem Rauschen).

Normative Daten für Kinder wurden von Bohnert *et al.* (2013), Zoth *et al.* (2013) und Schirkonyer *et al.* (2014) erhoben und vorgestellt. Eine ausführlichere Erläuterung ist in der MATCH-Kurzanleitung (100800-24) zu finden.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *MATCH* auf dem Modulauswahlbildschirm. Wenn mehr als ein Sprachtest lizenziert ist, befindet sich *MATCH* in der Sektion *Speech*. Ändern Sie gegebenenfalls die Parameter (z.B. Testmodus, Testpegel (MATCH Fixed) / Testpegelbereich (MATCH Adaptive), Maskierungsgeräusche, Sprache, Items) nach Bedarf. Achten Sie darauf, eine Sprache zu wählen, die dem getesteten Patienten vertraut ist². Wählen Sie Maskierungsgeräusche aus oder deaktivieren Sie diese, wenn Sie es vorziehen, die Sprachverständlichkeit im Störgeräusch bzw. in der Stille zu testen.

Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler angeschlossen ist (Kopfhörer, Einsteckhörer oder Lautsprecher) und starten Sie den Test, indem Sie das Testohr auswählen. Weisen Sie den Patienten bei Beginn des Tests in die Aufgabe ein. Sagen Sie dem Kind, dass auf dem Bildschirm des Geräts ein magischer Kasten zu sehen ist und dass die Aufgabe darin besteht, herauszufinden, was sich in diesem Kasten befindet. Eine typische Anweisung kann wie folgt lauten *Tabelle 4*. Die Anweisung wird auch in der Online-Hilfe des Geräts erläutert.

Erklärung des Prüfers	Aufgabe für den Prüfer
<i>Der Zauberkasten kann verschiedene Dinge enthalten.</i>	Zeigen Sie dem Patienten, wie er das Kästchen mit den grünen Fragezeichen drücken muss (siehe <i>Abbildung 11 - ①</i>).
<i>Drücke auf die Zauberkiste und höre genau zu, was diesmal in der Kiste ist.</i>	Bitten Sie den Patienten, den Zauberkasten zu drücken. Danach erscheinen die Antwortalternativen (siehe <i>Abbildung 11 - ③</i>).
<i>Haben Sie gehört, was in der Box steht? Wenn du nicht hörst, was in der Schachtel ist, drücke auf das grüne Fragezeichen unten auf dem Bildschirm. Wenn Sie es hören, zeigen Sie mir, was in der Schachtel ist.</i>	Der Patient soll mitteilen, ob er das Wort verstanden hat oder nicht. Zeigen Sie dem Patienten die grüne Fragezeichen-Taste und zeigen Sie ihm, wie er das richtige Antwortbild drücken muss.

Tabelle 4: MATCH-Anweisung

Bitte beachten Sie, dass die Antworteingabe erst möglich ist, nachdem das Wort abgespielt wurde. Während der Wortpräsentation ist die Fragezeichen-Schaltfläche ② ausgegraut und es ist keine Antwort möglich.

² Bitte fragen Sie PATH MEDICAL nach weiteren Informationen zu den verfügbaren Sprachen.



Abbildung 11: MATCH Benutzeroberflächen (links: Stimulus auslösen; rechts: Antwortalternativen)

In der Kopfzeile werden Informationen über den aktuellen Teststatus, einschließlich der Stimuluspegel und der Reaktion des Patienten, angezeigt (siehe *Tabelle 5*). Zum Beispiel ist die Kopfzeile in *Abbildung 11* (rechtes Bild) zeigt, dass das Wort mit 40 dB HL präsentiert wird. Die richtige Antwort befindet sich in der rechten unteren Abbildung (Tür). Ein Item wurde bereits getestet. Das vorherige Wort wurde vom Patienten richtig ausgewählt.

Sprachniveau	Richtiges Wort	Anzahl der Artikel	Antwort
Wert [dB HL] ④	Bildpositionsindex ⑤: 0 2 1 3	Anzahl der geprüften Gegenstände ⑥	richtige Position ausgewählt falscher Artikel ausgewählt ⑦

Tabelle 5: MATCH-Kopfdaten

Wenn Sie vermuten, dass der Patient die Kopfzeileninformationen ausnutzen könnte, schalten Sie die Kopfzeileninformationen in den Einstellungen aus, bevor Sie den Test starten.

Je nach Alter und körperlichen/geistigen Fähigkeiten kann der Test vollständig selbstgesteuert (d. h. der Patient löst einen Reiz aus und gibt eine Reaktion ein) nach Anweisung oder mit Unterstützung des Prüfers durchgeführt werden. Es wird empfohlen, den Test stets von einem qualifizierten Prüfer beaufsichtigen zu lassen.

Während der Prüfung stehen einige besondere Funktionen zur Verfügung, wenn die Patientenantworttaste angeschlossen ist. Die Patientenantworttaste ist in diesem Fall vom Prüfer zu bedienen. Eine Sprachprobe kann vom Prüfer durch kurzes Drücken der Taste wiederholt werden, und eine vorherige Antwort kann rückgängig gemacht werden (z.B. wenn die Patienten die Antwort nach der Eingabe korrigieren möchten), indem die Taste etwa 2 s lang gedrückt wird.

Nach Abschluss des Tests wird bei MATCH Fixed das Ergebnis in Form einer Punktzahl angezeigt (siehe *Abbildung 12*) und für MATCH Adaptive wird das Ergebnis als Sprachaudiogramm (geschätzte Diskriminationsfunktion) mit einer Spracherkennungsschwelle angezeigt (siehe *Abbildung 13*). Zusätzlich werden der zeitliche Verlauf von Sprachpegel und Reaktionszeit sowie das Testprotokoll angezeigt, wenn auf den Ergebnisbildschirm gedrückt wird. Das Testprotokoll zeigt eine Liste aller präsentierten Wörter, die präsentierten Alternativen und die Antwort des Patienten. Die Zeitverlaufsgrafik kann helfen, die Zuverlässigkeit des Tests zu beurteilen, während das Testprotokoll Informationen über Probleme z.B. bei der Unterscheidung bestimmter Phoneme liefern kann.

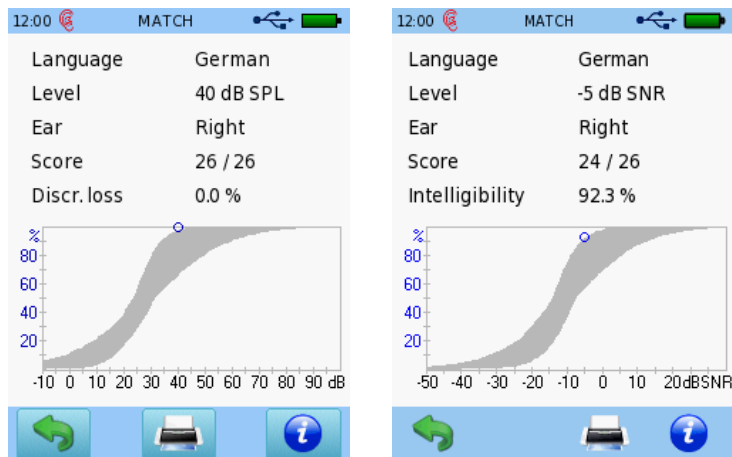


Abbildung 12: MATCH Fixed Ergebnis (links: Score in Ruhe; rechts: Score im Störgeräusch)

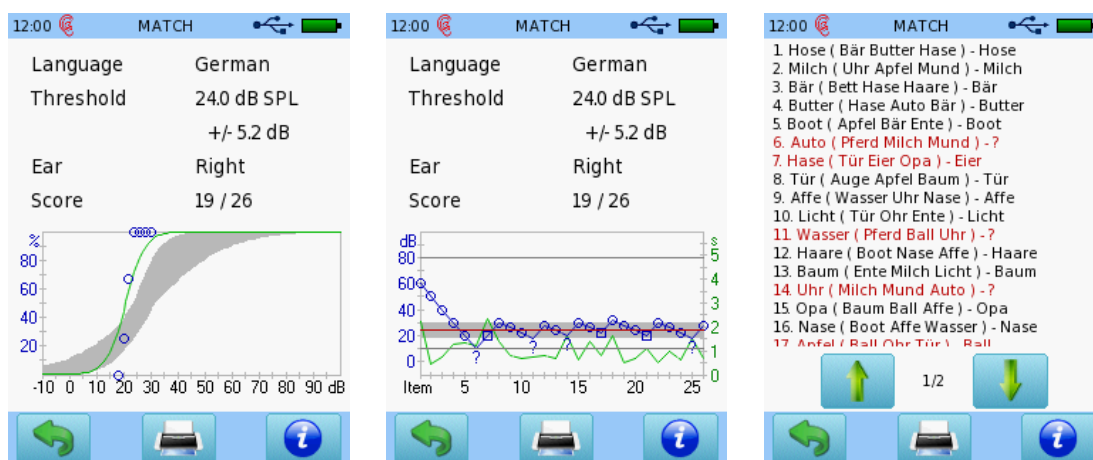


Abbildung 13: MATCH Adaptive in Ruhe Ergebnis (links: Sprachaudiogramm und Diskriminationsfunktion; Mitte: Zeitverlauf des Sprachpegels (blaue Symbole) und der Reaktionszeit (grüne Linie); rechts: Testprotokoll mit Wortauswahl)

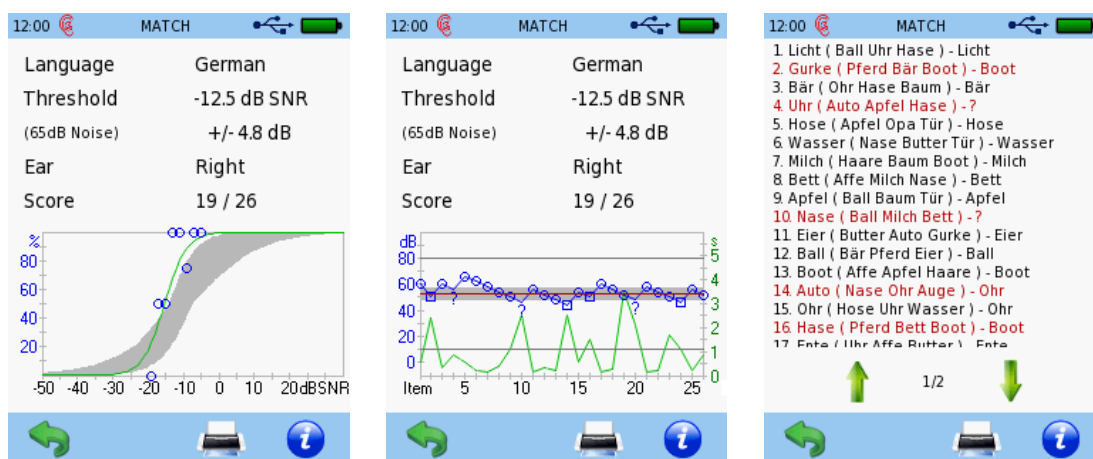


Abbildung 14: MATCH Adaptive im Störgeräusch Ergebnis (links: Sprachaudiogramm und Diskriminationsfunktion; Mitte: Zeitverlauf von Sprachpegel (blaue Symbole) und Reaktionszeit (grüne Linie); rechts: Testprotokoll mit Wortauswahl)

STUDIENERGEBNISSE

Eine Studie (Bohnert *et al.*, 2013; Schirkonyer, 2013; Schirkonyer *et al.*, 2014) zur Evaluierung der Testleistung von MATCH bei Kindern wurde in der Abteilung für Kommunikationsstörungen der HNO-Abteilung der Universitätsmedizin Mainz (Deutschland) durchgeführt. In der Studie wurden Reintonaudiometrie und MATCH mit Senti Desktop bei 111 Kindern (213 Ohren) im Alter von 2;6 bis 6;9 Jahren durchgeführt. Davon wiesen 157 Ohren ein normales Hörvermögen auf, während 56 Ohren hörgeschädigt waren. Einige Kinder wiesen eine einseitige Hörstörung auf. Normales Gehör wurde in der Studie als Screening-Pass bei 30 dB HL bei 0,5, 1, 2, 4 und 6 kHz definiert. Bei Nichtbestehen wurden die Hörschwellen durch extrapolierte DPOAE-I/O-Funktionen bestimmt. Alle Tests wurden in einem ruhigen Raum mit Umgebungsgeräuschen < 50 dB(A) oder in einer Kabine durchgeführt. Die Daten aller Patienten wurden in drei Altersgruppen aufgeteilt (AG1: 2;6-4;3 Jahre, AG2: 4;3-5;6 Jahre, AG3: 5;5-6;9 Jahre). Die Spracherkennungsschwellen bei 50 % betrugen $29,4 \pm 1,2$ (AG1), $27,8 \pm 0,9$ (AG2) und $25,4 \pm 0,8$ dB HL (AG3), während die Spracherkennungsschwellen bei 71,4 % $38,2 \pm 1,0$ (AG1), $34,9 \pm 0,7$ (AG2) und $31,1 \pm 1,0$ dB HL (AG3) betrugen, d. h. die Spracherkennungsschwellen nahmen mit zunehmendem Alter leicht ab. Der Median der Testdauer betrug 4,0 (AG1), 3,4 (AG2) und 3,1 Minuten pro Ohr (AG3), d.h. die Testdauer nahm mit zunehmendem Alter ab. Die Test-Retest-Stabilität ($n = 79$) war mit einer Korrelation von $r = 0,89$ gut. Beim Vergleich der durchschnittlichen Reintonschwellen bei 0,5, 1 und 2 kHz mit den MATCH 71,4 % Spracherkennungsschwellen ($n = 55$) ergab sich eine gute Korrelation von $r = 0,81$.

LITERATUR

- 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): BASTat: 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>.
- 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 Universeller Sprachtest (UST)

METHODIK

Der Universal Speech Test (UST) bietet eine Plattform für Sprachtests, die einem typischen Arbeitsablauf folgen, bei dem Wörter (organisiert in Wortlisten) auf verschiedenen Sprachniveaus präsentiert werden, mit dem Ziel, eine 50%ige Spracherkennungsschwelle und optional ein maximales Unterscheidungsniveau zu bestimmen, das im besten Fall 100 % beträgt. Der UST bietet drei Testphasen: (1) Sprachhörphase (fakultativ) zur Bestimmung des Pegels, bei dem ein Wort oder allgemein die menschliche Stimme gehört, aber nicht verstanden werden kann, (2) Wortverständnissphase (fakultativ) zur Bestimmung eines Pegels, bei dem der Patient beginnt, ein Wort zu verstehen, und (3) die Testphase, die die Bestimmung von Spracherkennungsergebnissen bei verschiedenen Sprachniveaus ermöglicht. Die fakultativen Vortestphasen können zur Bestimmung eines Ausgangsniveaus für die Testphase verwendet werden. Alternativ können auch audiometrische Schwellendaten (z.B. die durchschnittliche Hörschwelle über 0,5, 1 und 2 kHz) verwendet werden. UST ist optional mit ipsilateralem Störgeräusch für die Beurteilung der Sprachverständlichkeit im Störgeräusch erhältlich. Kontralaterales Rauschen ist für Maskierungszwecke verfügbar, z.B. für Patienten mit einseitigem Hörverlust oder deutlichen Unterschieden in der Hörschwelle zwischen dem linken und dem rechten Ohr. Die klinische Anwendung und die Zielpatientengruppe hängen vom verwendeten Sprachmaterial ab. Typisches Sprachmaterial sind einsilbige Wörter, zweisilbige Wörter/Spondees und zweistellige Zahlen.³

Als Beispiel wird im Folgenden der *Freiburger* Sprachtest (Halbrock, 1953), ein etablierter deutscher Sprachtest für Erwachsene, erläutert. Bitte beachten Sie, dass andere Sprachtests andere Wortarten verwenden und andere Zielwerte für die Spracherkennung anstreben können. Der *Freiburger* Sprachtest verwendet einsilbige Substantive, die den allgemeinen Sprachgebrauch repräsentieren (z.B. Ring, Spott, Hof, Hang, ...) und zweistellige Zahlen mit überwiegend vier Silben (z.B. 98, 22, 54, ...). Die Wortlisten basieren auf den zum Zeitpunkt der Aufzeichnung am häufigsten verwendeten Wörtern. Die Listen wurden so erstellt, dass die Wörter eine ähnliche phonetische Verteilung aufweisen. Der Test umfasst 20 Wortlisten mit je 20 einsilbigen Substantiven und 10 Wortlisten mit je 10 zweistelligen Zahlen (siehe DIN 45621-1). Der *Freiburger* Sprachtest kann in zwei separate Untertests aufgeteilt werden. Beide werden in der Regel ohne ipsilaterale Störgeräusche durchgeführt, um das Sprachverständnis in Ruhe zu ermitteln. Der einsilbige Worttest dient der Ermittlung individueller Spracherkennungswerte, d.h. des prozentualen Anteils der Wörter, die von der Versuchsperson bei verschiedenen Sprachpegeln (65, 80, 95, 110 dB SPL) richtig gehört und wiederholt werden, die in Form eines Sprachaudiogramms dargestellt werden. Mit dem zweistelligen Zahlentest soll ein Hörverlust für Zahlen bei 50 % Verständlichkeit festgestellt werden. Die Zahlen werden mit zwei Sprachpegeln dargestellt. Der niedrigere Wert entspricht dem durch Reintonaudiometrie ermittelten Hörverlust des Patienten bei 4 kHz plus 20 dB. Der höhere Pegel muss auf einen Wert eingestellt werden, der 5 dB über dem Ausgangspegel liegt. Der Ausgangs-Sprachpegel entspricht dem individuellen Hörverlust bei 500 Hz aus dem Reintonaudiogramm plus 20 dB.

Bei Normalhörenden sind für einsilbige Substantive in der Regel 10 bis 20 dB höhere Pegel erforderlich, um die gleiche Spracherkennungsleistung wie für zweistellige Zahlen zu erzielen (Brinkmann und Richter, 1997). Hörgeschädigte Patienten erreichen auch bei hohen Sprachpegeln möglicherweise keine 100%ige Spracherkennung. Normative Daten für einsilbige Wörter und zweistellige Zahlen sind in DIN 45626-1 enthalten.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie den UST-Untertest (z.B. *Freiburger*) auf dem Modulauswahlbildschirm aus. Wenn mehr als ein Sprachtest lizenziert ist, finden Sie den jeweiligen UST-Untertest im Bereich *Sprache*. Ändern Sie ggf. die Parameter (z.B. ipsilaterales Rauschen oder kontralaterales Maskierungsrauschen, Rauschpegel, Sprachhör-

³ Bitte wenden Sie sich an PATH MEDICAL, um einen Überblick über die verfügbaren Sprachtests im Rahmen der UST zu erhalten.

/Wortverständnisphase) nach Bedarf. Achten Sie darauf, einen UST-Subtest mit Sprach- und Wortlisten auszuwählen, die den Sprachfähigkeiten des getesteten Patienten entsprechen.

Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler angeschlossen ist (Kopfhörer, Einsteckhörer oder Lautsprecher) und starten Sie den Test durch Auswahl des Testohrs. Vor dem Test muss der Patient in die Aufgabe eingewiesen werden. Während der Phase des Stimmenhörens soll der Patient antworten, ob er eine Stimme hört oder nicht. Während der Phase des Wortverständnisses soll der Patient antworten, ob er ein Wort verstanden hat oder nicht. Der ermittelte Wortverstehenspegel wird im Sprachaudiogramm als niedrigster Sprachpegel mit einem Wert von Null markiert. Während der Testphase soll der Patient das Wort wiederholen. Der Prüfer muss beurteilen, ob das Wort richtig verstanden wurde oder nicht. Bitte beachten Sie, dass der Test von einem qualifizierten und normalhörenden Prüfer durchgeführt werden muss. Der Prüfer muss den Stimulus auslösen und die Antwort eingeben. Der Test *ist nicht* zur Selbstkontrolle durch den Patienten gedacht.

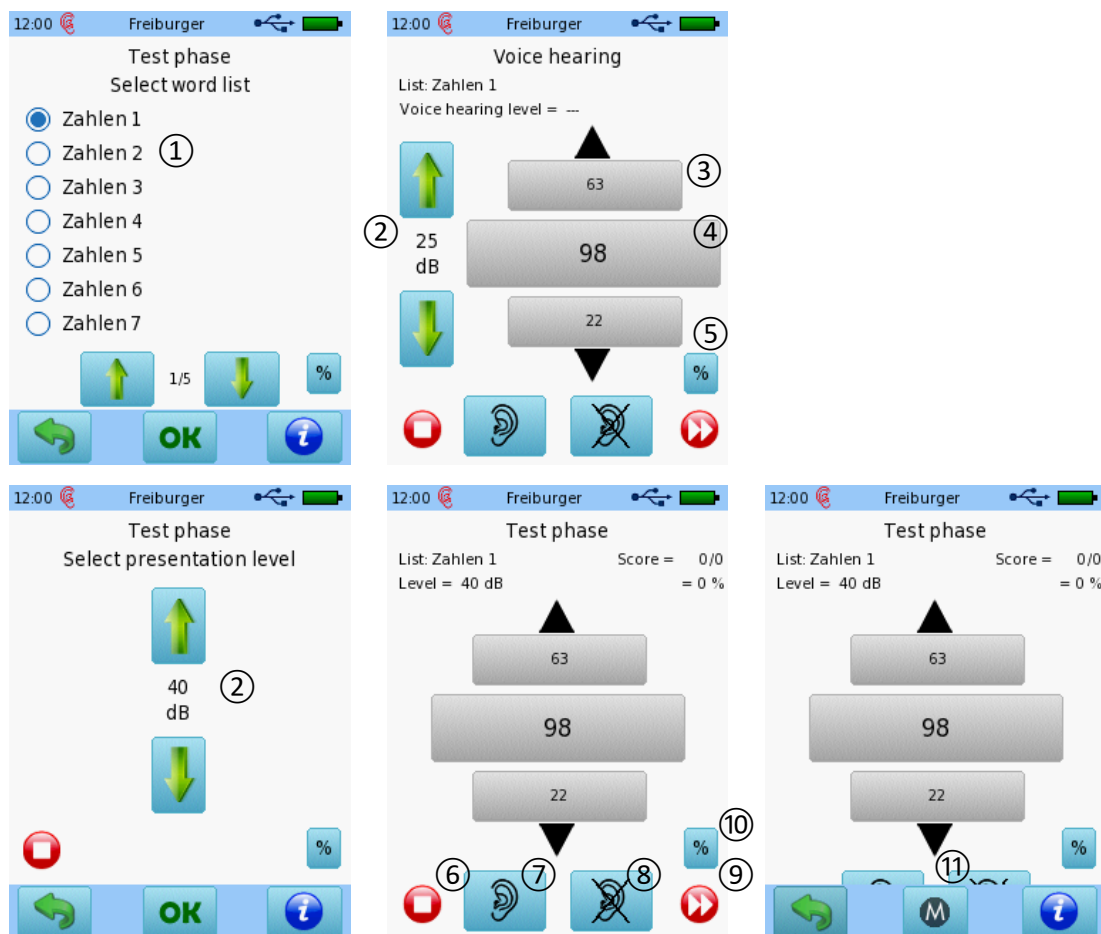


Abbildung 15: UST-Benutzeroberfläche (oben links: Auswahl der Wortliste; oben rechts: Hauptbenutzeroberfläche während der Sprachhörphase; unten links: Auswahl der Stufe während der Testphase; unten Mitte: Hauptbenutzeroberfläche während der Testphase; unten rechts: Hauptbenutzeroberfläche mit sichtbarer Fußzeile)

Für jede Pre-Test-Phase und während des Tests für jeden Testlauf (d. h. für jede getestete Sprachstufe) muss eine Wortliste ausgewählt werden (siehe Abbildung 15 - ①). Bereits ausgewählte Wortlisten sind ausgegraut, können aber erneut ausgewählt werden. Vergewissern Sie sich, dass die zuvor präsentierten Wörter dem Patienten nicht bereits bekannt sind. Wählen Sie daher während der Testphase für jeden Testlauf (d.h. für jede getestete Sprachstufe) eine neue Wortliste aus. Nachdem Sie die Wortliste ausgewählt haben, stellen Sie das Sprachniveau durch Drücken der Auf-/Ab-Tasten ② auf Ihre Bedürfnisse ein. Bei den meisten Tests werden in der Regel mehrere Stufen ausgewählt, um die Spracherkennungsergebnisse von sehr niedrig (etwa 0 %) bis sehr hoch (etwa 100 %) zu ermitteln.

Ein Wort wird durch Drücken der großen Worttaste ④ abgespielt. Wenn Sie ein anderes Wort aus der Liste auswählen möchten, können Sie mit den dreieckigen Auf/Ab-Tasten über/unter der Liste durch die Wortliste blättern. Die kleineren Wortschaltflächen zeigen das vorherige ③ und das nächste ⑤ Wort in der Liste an. Nachdem das Wort abgespielt wurde und der Patient geantwortet hat, geben Sie die Antwort des Patienten ein (richtig wiederholt: ⑦, falsch wiederholt: ⑧). Bereits getestete Wörter werden grün (richtig wiederholt) oder rot (falsch wiederholt) eingefärbt. Der Test kann durch Drücken der Stopptaste ⑥ abgebrochen werden. Jede Vortestphase oder jeder Testdurchlauf auf dem aktuellen Sprachniveau kann durch Drücken der Vorwärts-Taste ⑨ abgebrochen werden. Der aktuelle Ergebnisbildschirm kann durch Drücken der Punktetaste ⑩ angezeigt werden. Während des Tests kann die Maskierung durch Drücken der Maskierungstaste ⑪ in der Fußzeile ein- oder ausgeschaltet werden.

Nach Abschluss des Tests wird das Ergebnis (siehe *Abbildung 16*) als grafisches und tabellarisches Sprachaudiogramm zusammen mit einer 50%igen Spracherkennungsschwelle angezeigt. Durch Drücken auf den Ergebnisbildschirm können Sie zwischen den Ansichten umschalten. Für bestimmte Tests gibt es spezielle Ergebnisanpassungen (z.B. *Freiburger*: siehe *Abbildung 17*).

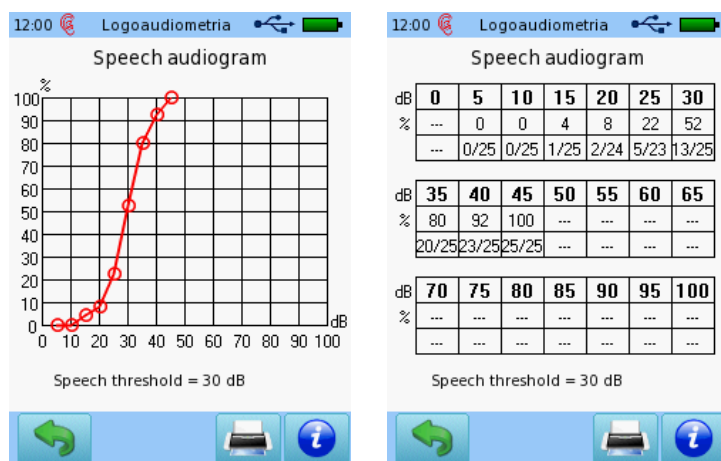


Abbildung 16: Typisches UST-Ergebnis (links: Diagramm des Sprachaudiogramms; rechts: Tabelle des Sprachaudiogramms)

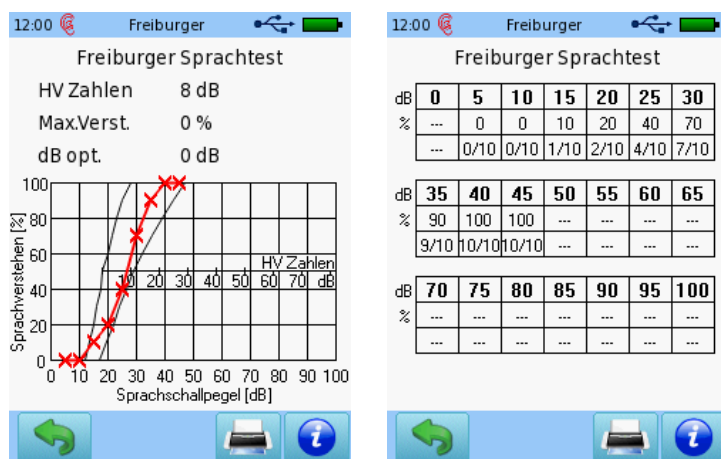


Abbildung 17: Spezifisches Freiburger Ergebnis (links: Graphik des Sprachaudiogramms; rechts: Tabelle des Sprachaudiogramms)

Bitte beachten Sie, dass während dieses Tests die Fußzeile ausgeblendet ist. Sie können die Fußzeile durch kurzes Drücken des Ein-/Ausschalters aktivieren.

Für die Durchführung spezifischer Sprachtests gibt es zwei Anpassungen des oben beschriebenen UST-Grundverfahrens.

Die erste Anpassung bietet eine Benutzeroberfläche, die es ermöglicht, Wörter aus einer oder mehreren Wortlisten in verschiedenen Sprachstufen zu präsentieren (siehe *Abbildung 18*) für eine vereinfachte Bestimmung einer Sprachschwelle. Dieser Arbeitsablauf ist z.B. für die Sprachtests *Spondees Children* oder *Spondees Adult* verfügbar. Nach der Auswahl der Wortliste ① ändert der Benutzer das Sprachniveau, bis eine Sprachschwelle erreicht ist. Die ermittelte Sprachschwelle ③ ist der Pegel, den der Prüfer beim Beenden des Tests mit der Stopp-Taste ② einstellt.



Abbildung 18: Anpassung der UST-Benutzeroberfläche zur vereinfachten Bestimmung von Sprachschwellen (links: Listenauswahl; Mitte: Test mit Stufenauswahl zur Bestimmung der Sprachschwelle; rechts: Ergebnisanzeige)

Die zweite Anpassung ähnelt dem UST-Standardverfahren, bietet jedoch die Möglichkeit, das Niveau innerhalb des Haupttestbildschirms auszuwählen (und nicht zwischen der Wortlistenauswahl und dem Testbildschirm wie beim UST-Standardverfahren), so dass das Niveau geändert werden kann, während eine einzelne Wortliste durchlaufen wird (siehe *Abbildung 19*). Dieser Arbeitsablauf ist z.B. für die Sprachtests *NU-6*, *CID W-22*, *PBK-50*, *Maryland CNC* und *Mots français CAD* verfügbar. Das Testergebnis wird zunächst als Tabelle dargestellt, kann aber durch Drücken auf den Ergebnisbildschirm in ein Diagramm umgewandelt werden.



Abbildung 19: Anpassung der UST-Benutzeroberfläche zur Bestimmung von Sprachschwellen mit Pegelkontrolle beim Test einer einzelnen Liste (links: Listenauswahl; Mitte: Test mit Pegelauswahl und Bewertung; rechts: erste Ergebnisanzeige als Tabelle)

LITERATUR

- 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 CD-Player mit Sprachausgabe

METHODIK

Der Sprach-CD-Player bietet eine alternative Plattform für Sprachtests, die einem typischen Arbeitsablauf folgen, bei dem die Wörter in Wortlisten organisiert sind, die in einem CD-Track mit einer oder mehreren Sprachebenen gruppiert sind. Der Test kann in Ruhe oder im Störgeräusch durchgeführt werden. Optional kann kontralaterales Maskierungsrauschen eingesetzt werden. Der Sprach-CD-Player bietet die Möglichkeit, einen CD-Track auszuwählen und die Wörter dieses Tracks mit Start-, Stopp- und Pausenfunktionen abzuspielen. Für jedes präsentierte Wort kann eine Bewertung durchgeführt werden. Die klinische Anwendung und die Patientenzielgruppe hängen von dem verwendeten Sprachmaterial ab⁴.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie den Untertest Sprach-CD-Player aus dem Modulauswahlbildschirm aus. Wenn mehr als ein Sprachtest lizenziert ist, finden Sie den entsprechenden Untertest im Bereich *Sprache*. Achten Sie darauf, einen Untertest mit Sprach- und Wortlisten auszuwählen, die den Sprachfähigkeiten des getesteten Patienten entsprechen. Im Folgenden wird der Arbeitsablauf am Beispiel des niederländischen NVA-Sprachtests erläutert (siehe Abbildung 20).

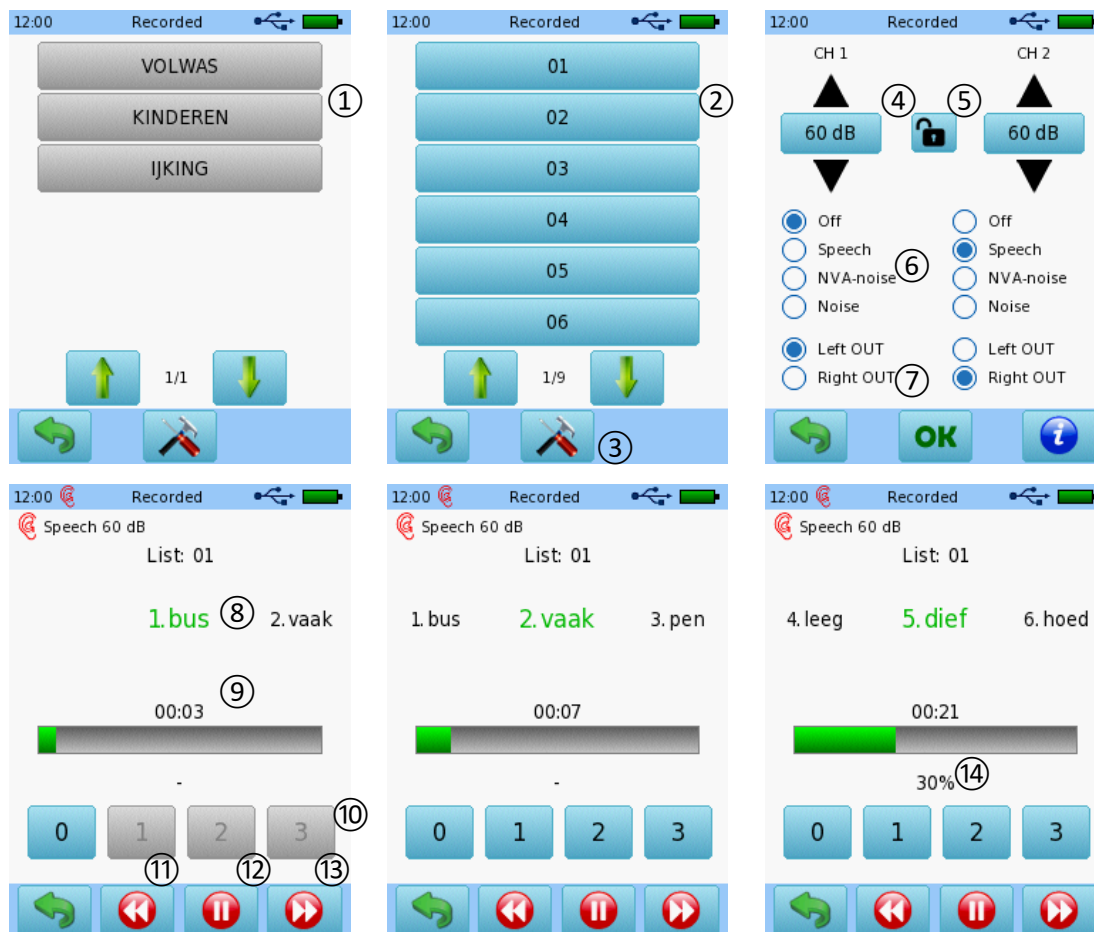


Abbildung 20: NVA-Benutzeroberfläche (oben links: Listenauswahl; oben Mitte: Spurauswahl; oben rechts: Konfiguration der Stimulusausgabe; unten links bis rechts: Testbenutzeroberfläche zu verschiedenen Zeitpunkten innerhalb einer Spur)

⁴ Bitte wenden Sie sich an PATH MEDICAL, um eine Übersicht der verfügbaren Sprachtests im Rahmen des Speech CD Players zu erhalten.

Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler angeschlossen ist (Kopfhörer, Einsteckhörer oder Lautsprecher). Vor Beginn des Tests muss der Patient in die Aufgabe eingewiesen werden. Während des Tests soll der Patient das Wort wiederholen. Der Prüfer muss beurteilen, ob das Wort richtig verstanden wurde oder nicht. Bitte beachten Sie, dass der Test von einem qualifizierten und normalhörenden Prüfer durchgeführt werden muss. Der Prüfer muss bei Bedarf die Stimuluswiedergabe steuern und die Antwort eingeben. Der Test ist *nicht* zur Selbstkontrolle durch den Patienten gedacht.

Zu Beginn muss der Prüfer das entsprechende Sprachmaterial auswählen. Jede Taste ① wählt eine Gruppe von Titeln von der CD aus (z.B. mit Wörtern für verschiedene Altersgruppen). Anschließend kann der jeweilige Titel ② aus der Titelgruppe ausgewählt werden. Um die Konfiguration der Stimulusausgabe einzustellen, drücken Sie die Taste *Einstellungen* ③. Im Einstellungsmenü kann der Benutzer die Ausgabe für die beiden Stimuluskanäle konfigurieren. Für jeden Kanal kann der Sprachpegel durch Drücken der Auf-/Ab-Tasten ④ eingestellt werden. Wenn Sie beide Pegel gleichzeitig ändern möchten, können Sie die Sprachpegel von Kanal 1 und 2 durch Drücken der Sperrtaste ⑤ sperren. Für jeden Kanal kann der Stimulustyp ⑥ und die Ohrseite ⑦ konfiguriert werden. Nach der Titelauswahl beginnt der Test automatisch mit der Wiedergabe der Wörter des gewählten Titels, während die CD läuft. Während des Tests werden das aktuell gespielte Wort ⑧ und die verstrichene Zeit angezeigt. Sobald der Test aktiviert ist, können jederzeit *die* Bewertungstasten ⑩ gedrückt werden (für NVA zur Bewertung der Anzahl der richtigen Phoneme). Die Präsentation kann durch Drücken der Pausentaste ⑫ unterbrochen werden. Wenn Sie das aktuelle Wort wiederholen oder zum nächsten Wort übergehen möchten, drücken Sie die Tasten *Zurück* ⑪ oder *Vor* ⑬. Durch zweimaliges Drücken der Zurück-Taste können Sie zum vorherigen Wort zurückspulen. Die Partitur ⑭ wird entsprechend der Benutzereingabe angezeigt. Am Ende eines Tracks wird ein einzelner Datenpunkt für das Sprachaudiogramm gespeichert. Beim Verlassen des Tests wird der Ergebnisbildschirm als grafisches und tabellarisches Sprachaudiogramm zusammen mit einer 50%igen Spracherkennungsschwelle und einer maximalen Punktzahl angezeigt (siehe *Abbildung 21*). Drücken Sie auf die Grafik/Tabelle, um zwischen den beiden Ansichten zu wechseln.

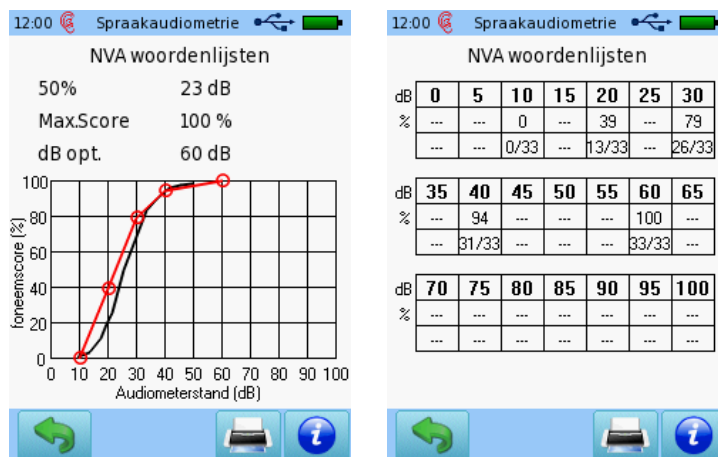


Abbildung 21: NVA-Ergebnis (links: Diagramm des Sprachaudiogramms; rechts: Tabelle des Sprachaudiogramms)

3.1.9 Live-Speech

METHODIK

Das Modul Live Speech bietet eine Basisplattform für Sprachtests mit Live-Sprache, die vom Prüfer per Mikrofon präsentiert wird. Der Ausgangspegel kann mit Hilfe eines Lautstärkemessers (VU) ausgeglichen werden. Der Benutzer ist für die korrekte Auswahl, Aussprache und Balance der Wörter sowie für die Ergebnisauswertung verantwortlich. Generell gibt es bei dieser Methode bekannte Defizite in Bezug auf die Reproduzierbarkeit über verschiedene Präsentationen hinweg (z.B. durch unterschiedliche Tonhöhen, Sprachqualität, Geschwindigkeit der Wortproduktion durch den Prüfer). Das Modul Live Speech bietet drei Modi: Schwellenwert für die Spracherkennung (SDT), Schwellenwert für das Sprachverständnis (SRT) und Wortverständnis (WR).

Die Sprachverständnisschwelle oder Sprachempfangsschwelle ist die Mindestlautstärke, bei der der Patient 50 % des Sprachmaterials wiedererkennt. Verstehen bedeutet, dass der Patient das dargebotene Sprachmaterial korrekt wiedergeben kann (entweder durch Wiederholung des dargebotenen Sprachmaterials oder durch Auswahl des Testgegenstands aus einer geschlossenen Auswahlmenge). Die Spracherkennungsschwelle oder Sprachwahrnehmungsschwelle ist die Mindestlautstärke, bei der der Patient in 50 % der Fälle das Vorhandensein von Sprache wahrnehmen kann. Der Patient muss das dargebotene Material nicht als Sprache identifizieren, aber er muss das Vorhandensein von Geräuschen wahrnehmen. Die Wortverständnisschwelle wird bestimmt, indem die Präsentation auf einen festen Pegel oberhalb der Sprachverständnisschwelle eingestellt wird (kann geändert werden, um das bestmögliche Ergebnis zu erzielen) und ein Prozentsatz korrekter Ergebnisse ermittelt wird.

Die klinische Anwendung von Live Speech ist die Bestimmung von Sprachverständnis- oder -wahrnehmungsschwellen in Ruhe bei kooperativen Patienten zur audiologischen Diagnostik. Die klinische Anwendung und die vorgesehene Patientenzielgruppe hängen von dem verwendeten Sprachmaterial ab.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie das Live-Sprachmodul auf dem Modulauswahlbildschirm aus. Wenn mehr als ein Sprachtest lizenziert ist, finden Sie das jeweilige Sprachmodul im Bereich *Sprache*.

Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler angeschlossen ist (Kopfhörer oder Einsteckhörer einsetzen). Vor Beginn des Tests muss der Patient in die Aufgabe eingewiesen werden. Während des Tests muss der Patient die dargebotene Testaufgabe wiederholen (SRT, WR) oder angeben, dass ein Geräusch erkannt wurde (SDT). Der Prüfer muss beurteilen, ob die präsentierte Testaufgabe richtig verstanden wurde (SRT, WR). Bitte beachten Sie, dass der Test von einem qualifizierten und normalhörenden Prüfer durchgeführt werden muss. Der Prüfer muss Live-Sprache produzieren und die Antwort eingeben. Der Test ist *nicht* zur Selbstkontrolle durch den Patienten gedacht.

Das Live-Sprachmodul bietet mehrere Optionen zur Konfiguration des Tests (siehe *Abbildung 22*). Zunächst wählen Sie bitte den Testmodus (SDT: Speech Detection Threshold, SRT: Speech Recognition Threshold, WR: Word Recognition) durch Drücken der Testmodus-Taste ②, bis der gewünschte Testmodus erscheint. Das Testohr (rechts, links, beide) kann durch Drücken der entsprechenden Ohr-Kontrollkästchen ① ausgewählt werden.

Bevor Sie mit der Live-Sprachpräsentation beginnen, muss der Mikrofoneingangspegel eventuell angepasst werden: Vergewissern Sie sich, dass die Eingangs-/Ausgangstaste ⑧ MIC anzeigt. Schalten Sie ggf. das Mikrofon mit der Taste *Mikrofon ein/aus* ⑦ ein und sprechen Sie in das Mikrofon mit einer Sprachintensität, die Sie für die Live-Sprachpräsentation verwenden werden. Stellen Sie den Mikrofoneingang mit den Pegel-Tasten ④ so ein, dass sich die VU-Meter-Anzeige ③ in der Nähe von 0 einpendelt und nicht ständig den roten Bereich erreicht. Drücken Sie die Taste "*Level up*", um die Empfindlichkeit des Mikrofons zu erhöhen, und die Taste "*Level down*", um sie zu verringern. Sie können die Einstellung des Mikrofonpegels überspringen, wenn Ihre Sprachintensität für die gegebene Einstellung des Mikrofonpegels angemessen ist. Wenn der Mikrofonpegel

korrekt ist, können Sie mit der Einstellung des Sprachpegels fortfahren: Drücken Sie die Eingangs-/Ausgangstaste (8), um das Kopfhörersymbol anzuzeigen, und verwenden Sie die Pegel-Tasten (4), um den Sprachpegel nach Bedarf zu ändern.

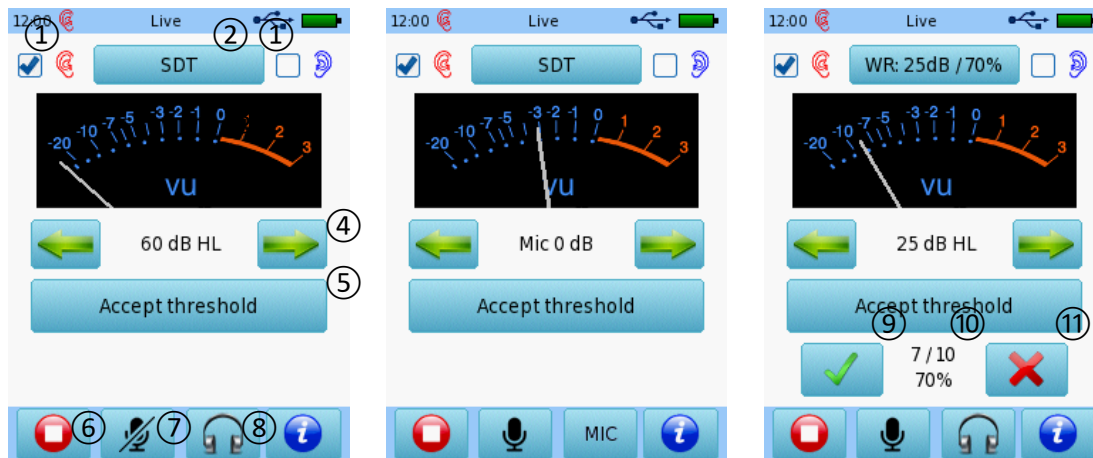


Abbildung 22: Benutzeroberfläche von Live Speech (links: SDT-Benutzeroberfläche mit ausgeschaltetem Mikrofon; Mitte: SDT-Benutzeroberfläche mit eingeschaltetem Mikrofon und Mikrofonpegelanpassung; rechts: WR-Benutzeroberfläche nach Übernahme des ermittelten Schwellenwerts)

Achten Sie während des Tests darauf, dass die VU-Meter-Anzeige beim Sprechen in das Mikrofon hauptsächlich im blauen Bereich nahe Null bleibt. Wenn die Anzeige während der Präsentation von Live-Sprache kontinuierlich den roten Bereich erreicht, passen Sie bitte den Mikrofonpegel wie oben beschrieben an. Im SDT- oder SRT-Modus muss der Sprachpegel vom Prüfer angepasst werden, bis der entsprechende Schwellenwert erreicht ist. Im WR-Modus können richtige und falsche Antworten durch Drücken der Taste OK (9) bzw. nicht OK (11) zusätzlich gezählt werden. Die Punktzahl und der Prozentsatz werden angezeigt (10). Bitte beachten Sie, dass diese Werte beim Ändern des Sprachpegels nicht gespeichert werden. Wenn die Sprachschwelle festgelegt wurde, drücken Sie die Schaltfläche *Schwelle übernehmen* (5). Der aktuell gewählte Sprachpegel und bei WR auch die Punktzahl werden übernommen und in der Schaltfläche *Testmodus* (2) angezeigt. Drücken Sie die Stopp-Taste (6), um den Test zu beenden. Die Ergebnisse aller drei Modi werden gespeichert. Der Ergebnisbildschirm zeigt ein Sprachaudiogramm mit dem Ergebnis der Worterkennung und der ermittelten Spracherkennungsschwelle (siehe Abbildung 23).

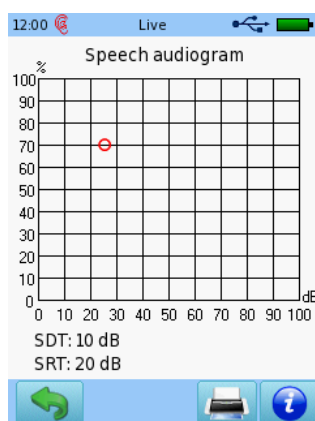


Abbildung 23: Live-Speech-Ergebnis (mit Wortverständnisergebnis im Sprachaudiogramm, Spracherkennungsschwelle und Sprachverständnisschwelle)

3.1.10 Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS)

METHODIK

MAUS ist ein deutscher Screening-Test zur Identifizierung von Patienten mit zentraler auditiver Verarbeitungsstörung (AVWS). Der Test wurde speziell für Kinder im Alter von 6 bis 11 Jahren entwickelt und validiert, kann aber auch für andere kooperative Patienten verwendet werden. Der Test sollte nach Ausschluss oder Behandlung (z.B. Hörgerät, Operation) einer peripheren Hörstörung durchgeführt werden. Im Falle eines positiven Ergebnisses bezüglich der AVWS kann eine weiterführende Diagnostik zur Abgrenzung zu anderen Störungen, wie z.B. kognitive Störungen, Aufmerksamkeitsstörungen, allgemeine Störungen des Kurzzeitgedächtnisses, angeraten werden. MAUS ist nur in deutscher Sprache verfügbar (Aufnahmen: © Westra Elektroakustik GmbH 2003/2004). MAUS umfasst drei Untertests: Silbenfolge, Wörter im Störgeräusch und Phonemdifferenzierung und -identifikation. Diese Untertests ermöglichen eine maximale Sensitivität für den Nachweis einer AVWS (siehe Abschnitt *STUDIENERGEBNISSE*). Der Untertest zur Silbenfolge umfasst 18 Items mit sechs dreisilbigen Wörtern (z.B. muwage = mu-wa-ge), sechs viersilbigen Wörtern und sechs fünfsilbigen Wörtern. Alle Elemente sind bedeutungslose Wörter. Das Vorkommen von Vokalen und Konsonanten, die für Patienten mit AVWS auffällig sind, ist ausgeglichen. Der Wort-im-Störgeräusch-Test umfasst 12 Items pro Ohr mit sprachsimulierendem ipsilateralem Rauschen. Im Gegensatz zu den anderen Untertests, bei denen die Aufgaben binaural dargeboten werden, werden alle Wort-im-Geräusch-Aufgaben monaural dargeboten. Der Test zur Phonemdifferenzierung und -identifikation umfasst 13 Konsonant-Vokal- und 10 Konsonant-Konsonant-Vokal-Paare aus bedeutungslosen Silben. Das gesamte Sprachmaterial wird bei einem festen Pegel von 65 dB HL dargeboten. Die Testdauer beträgt etwa 15 Minuten. Weitere Einzelheiten finden Sie im Abschnitt *STUDIENERGEBNISSE* und im MAUS-Handbuch (Nickisch *et al.*, 2004).

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *MAUS* auf dem Modulauswahlbildschirm. Wenn mehr als ein Sprachtest lizenziert ist, finden Sie die *MAUS* im Bereich *Sprache*. Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler angeschlossen ist (z.B. Kopfhörer, Einsteckhörer einsetzen). Der Test beginnt mit dem Untertest Silbenfolge und geht weiter zu den Untertests Wörter im Störgeräusch und Phonemdifferenzierung und -identifikation (siehe *Abbildung 24*). Weisen Sie den Patienten für jeden Untertest in die Aufgaben ein, wie sie in *Tabelle 6*. Die Anweisungen werden auch auf dem Bildschirm des Geräts angezeigt, bevor der Untertest beginnt.

Erklärung des Prüfers	Aufgabe für den Prüfer
Untertest 1: Silbenreihenfolge	
<i>Sie werden magische Worte hören. Hören Sie gut zu und wiederholen Sie, was Sie gehört haben.</i>	
Untertest 2: Wörter im Störgeräusch	
<i>Jetzt hören Sie Wörter, während es Geräusche gibt. Hören Sie genau zu und wiederholen Sie, was Sie gehört haben.</i>	
Untertest 3: Unterscheidung und Identifizierung von Phonemen	
<i>Jetzt werde ich zwei bedeutungslose Worte sagen. Hören Sie gut zu und sagen Sie mir, ob diese Worte genau dasselbe sind oder nicht! Beide Fälle können vorkommen. Danach wiederholen Sie bitte die Wörter in der richtigen Reihenfolge. Versuchen wir es mal. Mi-Mi, diese Wörter sind genau dieselben. Welche Wörter habe ich gesagt? [falls zutreffend:] Großartig.</i>	Warten Sie die Antwort des Patienten ab und überprüfen Sie, ob er die Aufgabe für ähnliche Silben versteht.

[falls falsch:] Hör noch einmal gut zu, ich sage dir die Worte noch einmal... [Wiederholung der Anweisung]	
Hören Sie noch einmal zu: Bo-Sa, diese Worte klingen anders. Kannst du das hören? Welche Wörter habe ich gesagt? Versuche es jetzt selbst: Li-Pa. Ist das ähnlich oder anders? [falls zutreffend:] Großartig. [falls falsch:] Hören Sie noch einmal genau zu... [Anweisung wiederholen]	Warten Sie auf die Antwort des Patienten und überprüfen Sie, ob der Patient die Aufgabe für die verschiedenen Silben versteht.

Tabelle 6: MAUS-Anweisung

Bitte beachten Sie, dass der Patient beim ersten Untertest (Silbenfolge) zwei Versuche hat, d. h., wenn die Silbenfolge beim ersten Mal nicht korrekt wiederholt wurde, wird die Aufgabe automatisch erneut abgespielt und der Patient kann das Wort ein zweites Mal wiederholen. Bei den anderen Untertests werden alle Testaufgaben nur einmal abgespielt. Für die weitere qualitative Analyse wird empfohlen, die fehlerhaften Antworten auf einem separaten Protokollbogen zu notieren. Der Test ist *nicht* zur Selbstkontrolle durch den Patienten gedacht.

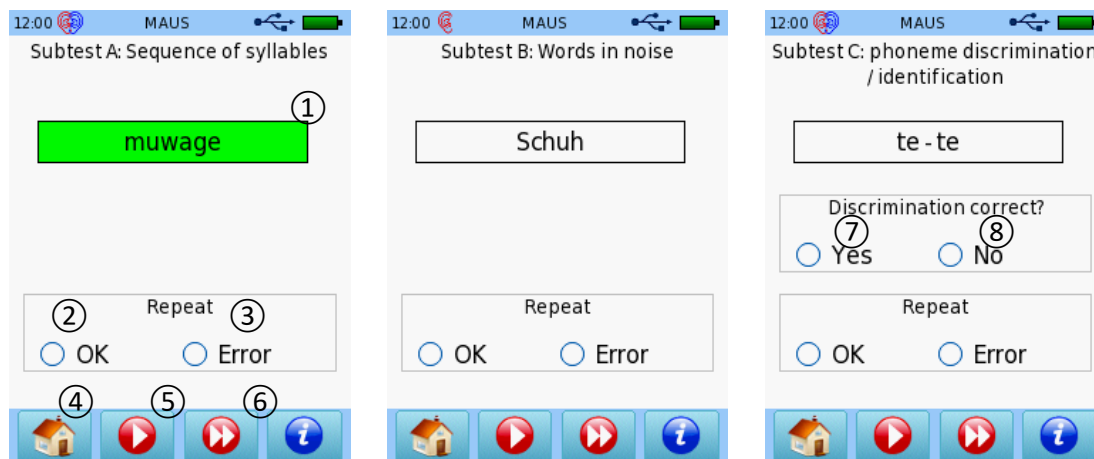


Abbildung 24: MAUS-Benutzeroberfläche für die verschiedenen Untertests (links: Silbenfolge; Mitte: Wörter im Störgeräusch; rechts: Phonemunterscheidung und -identifikation)

Der aktuelle Prüfling wird in einem Kasten auf dem Bildschirm angezeigt (1). Das Feld mit dem Prüfling ist grün hinterlegt, solange der Prüfling präsentiert wird. Der Antwortstatus kann durch Auswahl des Optionsfeldes *OK* (richtig wiederholt) (2) oder *Fehler* (falsch wiederholt) (3) eingegeben werden. Bei den Untertests Phonemunterscheidung und -identifikation muss zusätzlich die Korrektheit der Unterscheidung eingegeben werden (Ja: richtig diskriminiert (7); Nein: falsch diskriminiert (8)). Die erste Testaufgabe für jeden Untertest wird automatisch abgespielt. Nachdem der Antwortstatus eingegeben wurde, kann der nächste Test durch Drücken der Taste *play* (5) gestartet werden. Durch Drücken der Vorwärts-Taste (6) können Sie den aktuellen Untertest abbrechen und mit dem nächsten Untertest fortfahren. Der Test kann durch Drücken der Home-Taste (4) beendet werden.

Das Ergebnis zeigt eine Liste von Punkten mit Farbcode (siehe Abbildung 25). Die Punktzahlen werden automatisch aus den Eingaben des Prüfers berechnet. Die maximale Punktzahl beträgt für die Silbenfolge 36 Punkte, für "Wörter im Störgeräusch" 12 Punkte pro Ohr und für "Phonemunterscheidung und -identifikation" jeweils 22 Punkte. Die Punktzahl wird auf einen altersabhängigen T-Wert-Bereich abgebildet, der durch farbige Flächen dargestellt wird (<30: extrem unterdurchschnittlich, 30-40: unterdurchschnittlich, 41-60: normal, 61-70: überdurchschnittlich, >70 extrem überdurchschnittlich). Bitte beachten Sie, dass, selbst wenn alle Antworten korrekt waren, für einige Altersgruppen die Punktzahl nicht dem besten T-Wert-Bereich zugeordnet wird. Wenn

alle Ergebnisse normal oder besser sind, ist die Wahrscheinlichkeit für eine AVWS sehr gering. Wenn mindestens ein Ergebnis unterdurchschnittlich oder schlechter ist, kann möglicherweise eine AVWS vorliegen. Bitte beachten Sie, dass es sich bei dem Test um einen Screening-Test handelt, der falsch positive Ergebnisse liefern kann. Wenn der MAUS also ein auffälliges Ergebnis liefert, ist eine weiterführende Diagnostik (z.B. Intelligenzdiagnostik, neuropädaudiologische Diagnostik, objektive audiometrische Diagnostik wie z.B. ABR) angeraten.

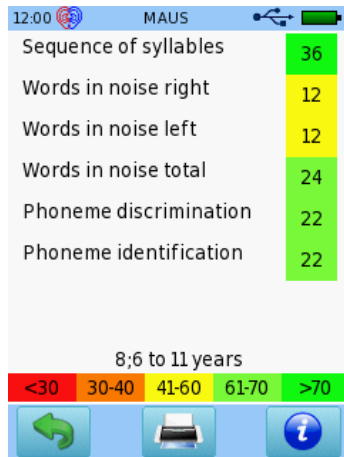


Abbildung 25: MAUS-Ergebnis

STUDIENERGEBNISSE

In einer Vorstudie von Nickisch und Oberle (2002) wurden 79 Kinder im Alter von 6 bis 12 Jahren (Durchschnitt: 8,8 Jahre) mit normalem peripheren Gehör (Reintonschwellen ≤ 20 dB HL) und klinischer Indikation für eine AVWS mit zwei oder mehr AVWS-positiven Ergebnissen mit den folgenden psychoakustischen Tests untersucht: Mottier-Test aus dem Zürcher Lesetest, Heidelberger Klangdifferenzierungstest (HLAD) mit Klangdifferenzierung, -analyse und -identifikation, Sprachaudiometrie im Störgeräusch, Zahlenfolgen, dichotischer Hörtest, Richtungshören, zeitkomprimierte Sprache, binaurale Fusion, Patsy-Test, Lückenerkennung und Phonemverbindung. Die Häufigkeit von Ergebnissen, die für normalhörende Patienten untypisch sind, wurde analysiert. Es wurde eine Kombination von Tests untersucht, um eine maximale Sensitivität bei der Erkennung von AVWS zu erreichen. Es wurde festgestellt, dass eine Kombination aus drei Tests die höchste Sensitivität liefert: Sprachaudiogramm im Störgeräusch, Mottier-Test und Phonemdifferenzierung von HLAD. Normative Daten (Nickisch *et al.*, 2004b) wurden von 356 Schulkindern (189 männlich, 167 weiblich) mit einem Durchschnittsalter von 8,76 Jahren und mit normalem peripheren Gehör abgeleitet.

Es wurde eine klinische Studie (Nickisch *et al.*, 2004a) mit 52 Kindern (36 mit AVWS, 16 ohne AVWS) im Alter von 6 bis 12 Jahren (Durchschnittsalter 9,5 Jahre) mit normalem peripheren Gehör durchgeführt. Alle Kinder wiesen ein normales peripheres Gehör auf. Eine AVWS wurde diagnostiziert, wenn mindestens zwei der oben genannten Tests ein AVWS -positives Ergebnis erbrachten. Der MAUS wurde zum Vergleich durchgeführt. Die Korrelation zwischen den MAUS-Subtests und den anderen Testverfahren wurde untersucht und betrug $r = 0,78$ (MAUS: Silbenfolge $\leftrightarrow$ Mottier-Test), $r = 0,51$ (MAUS: Wörter im Störgeräusch $\leftrightarrow$ Sprachaudiometrie im Störgeräusch), $r = 0,76$ (MAUS: Phonemdifferenzierung $\leftrightarrow$ HLAD: Lautdifferenzierung) und $r = 0,81$ (MAUS: Phonemidentifikation $\leftrightarrow$ HLAD: Lautidentifikation). Alle Korrelationen waren hoch signifikant. Die Übereinstimmungsrate der AVWS -Screening-Ergebnisse wurde zwischen den MAUS-Subtests und den anderen Testverfahren verglichen und betrug 71 % (MAUS: Silbenfolge $\leftrightarrow$ Mottier-Test), 75 % (MAUS: Wörter im Störgeräusch $\leftrightarrow$ Sprachaudiometrie im Störgeräusch), 73 % (MAUS: Phonemdifferenzierung $\leftrightarrow$ HLAD: Klangdifferenzierung) und 87 % (MAUS: Phonemidentifikation $\leftrightarrow$ HLAD: Klangidentifikation). Die Sensitivität von MAUS lag bei 97 %. In einer erweiterten Studie (Heuckmann *et al.*, 2006) wurde die Sensitivität mit 132 Schulkindern (80 mit AVWS, 52 ohne AVWS) im Alter von 6 bis 12 Jahren (Durchschnittsalter: 9,5 Jahre) validiert und lag bei 96 %.

Die Retest-Reliabilität des MAUS wurde in einer Studie (Heuckmann *et al.*, 2005) mit 62 Schulkindern im Alter von 8 bis 10 Jahren untersucht. Dazu wurde der MAUS zweimal durchgeführt, mit einem zeitlichen Abstand von zwei bis sechs Wochen zwischen dem ersten und dem zweiten Test. Die Retest-Reliabilität für MAUS betrug insgesamt $r = 0,75$, wobei die Untertests von $r = 0,64$ (Silbenfolge) bis $r = 0,75$ (Phonemdifferenzierung) reichten.

LITERATUR

- Heuckmann C, Massinger C, Burger T, Nickisch A (2005): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) - Retest-Reliabilität und Sensitivität (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 phoniatric-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 Bochumer Auditiven und Sprachdiskriminations-Tests (BASD)

METHODIK

Der Bochumer Auditiven und Sprachdiskriminationstest (BASD) ist eine audiometrische Testbatterie zur Erfassung von Sprachentwicklungsdefiziten und damit verbundenen auditiven Verarbeitungsstörungen (AVWS) d.h. funktionellen Defiziten, die *nicht* durch periphere Hörstörungen oder Aufmerksamkeitsstörungen verursacht werden. Der BASD untersucht die auditive Verarbeitung von sprachlichen und nicht-sprachlichen Stimuli durch Messung der gerade noch wahrnehmbaren Unterschiede (JND) in Frequenz, Pegel, Dauer und Amplitudenmodulation eines dargebotenen sinusförmigen Signals. Der nicht sprachbasierte Teil des BASD basiert auf dem Leipziger Inventar zur Erfassung zentral-auditiver Verarbeitungsstörungen in der kindlichen Entwicklung (LIPP: siehe Ludwig, 2008). Zusätzliche Testaufgaben sind Sprachreize zur Überprüfung der Unterscheidung zwischen verschiedenen Konsonanten ba/ga (Intonationskontrast) und ga/ka (Artikulationskontrast). Der Test ist als spielerische Aufgabe, d.h. als Gedächtnisspiel, konzipiert und richtet sich insbesondere an Kinder ab 4 Jahren. Der Test kann aber auch für andere kooperative Patienten eingesetzt werden. Der Test wird in Form eines Forced-Choice-Verfahrens mit drei Alternativen durchgeführt. Die Aufgabe besteht darin, zwei ähnliche Items (d. h. mit gleichem Konsonanten, gleicher Häufigkeit, gleichem Niveau, gleicher Dauer) aus drei Alternativen zu finden. Die zwei ähnlichen Begriffe sind zufällig auf die drei Speicherkarten verteilt. Beim Drücken der Karten erscheinen Bilder wie bei einem Memory-Spiel. Wenn die beiden ausgewählten Karten das gleiche Bild zeigen, war die Antwort richtig. Dies gibt dem Probanden eine unmittelbare Rückmeldung und erhöht somit die Motivation.

Die Startparameter sind wie folgt festgelegt: Stimuluspegelunterschiede von 5 bis 20 dB (5 dB-Schritte), Dauerunterschiede von 100 bis 300 ms (50 ms-Schritte) und Frequenzunterschiede von 0,05, 0,1, 0,2, 0,4, 0,8 und 1,6 Oktaven. Die Grundfrequenzen sind 500 Hz und 1 kHz. Für den Untertest Amplitudenmodulation beträgt die Referenzmodulationsfrequenz 20 Hz. Der abweichende Ton hat eine Modulationsfrequenz von 20 Hz + x Hz, wobei x von 0 bis 80 variiert. Stimulationsmodi sind: monaural (linkes oder rechtes Ohr), dichotisch (Signal ipsilateral, Breitbandrauschen kontralateral), binaural (gleiches Signal in beiden Ohren) sowie interaural (gleicher Stimulus auf dem kontralateralen Ohr, anderer Stimulus auf dem Testohr).

Zur Bestimmung der JND wird ein adaptiver Algorithmus durchgeführt, indem die Schrittweite in Abhängigkeit von der Dauer der Messzeit verändert wird, d.h. zu Beginn sind die Schritte größer als am Ende des Verfahrens. Bei Pegel-, Frequenz- und Dauerprüfungen wird die Zieleigenschaft (d. h. Pegeldifferenz, Frequenzdifferenz, Dauerdifferenz) anfangs nach jedem Versuch erhöht/verringert, später nach zwei Versuchen erhöht/verringert (verringert, wenn beide Versuche richtig waren, erhöht, wenn mindestens ein Versuch falsch war). Die JNDs werden auf der Grundlage der Umkehrpunkte berechnet.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *BASD* auf dem Modalauswahlbildschirm. Wenn mehr als ein Sprachtest lizenziert ist, finden Sie den Test im Abschnitt "*Sprache*". Ändern Sie gegebenenfalls die Parameter (z.B. Darbietungsniveau, Darbietungsmodus, Frequenz für tonale Untertests, Anfangsdifferenz für Niveau, Frequenz und Dauer, Anzahl der Versuche und Umkehrungen) nach Bedarf. Wählen Sie den Untertest aus.

Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler angeschlossen ist (z.B. Kopfhörer, Einsteckhörer), und starten Sie den Test durch Auswahl des Testohrs. Die verfügbaren Testohrkonfigurationen hängen von der Auswahl des Präsentationsmodus (monaural, binaural, dichotisch, interaural) in den Moduleinstellungen ab. Wenn *monaural*, *dichotisch* oder *interaural* ausgewählt ist, können Sie entweder das rechte oder das linke Ohr testen. Wenn *dichotisch* ausgewählt ist, werden alle Testreize zusammen mit kontralateralem Rauschen präsentiert. Wenn *interaural* ausgewählt wird, werden alle Testreize mit drei identischen kontralateralen Reizen dargeboten (z.B. rechtes Ohr ausgewählt für Untertest ba/ga - rechtes Ohr: ga - ba - ga, linkes Ohr: ga - ga - ga). Wenn *binaural* gewählt wird, werden beide Ohren zusammen getestet.

Vor Beginn des Tests muss der Patient in die Aufgabe eingewiesen werden. Die Aufgabe besteht darin, drei Stimuli zu hören, die durch drei Speicherkarten dargestellt werden. Zwei dieser drei Reize sind identisch, d. h. sie weisen denselben Konsonanten, dieselbe Lautstärke, Frequenz, Dauer oder Amplitudenmodulation auf. Die beiden identischen Stimuli sind vom Patienten durch Aufdecken der entsprechenden zwei Karten zu benennen.

Je nach Alter und körperlichen/geistigen Fähigkeiten kann der Test vollständig selbstgesteuert (d. h. der Patient löst den Reiz aus und gibt die Antwort ein) nach einer Anleitung oder mit Unterstützung des Prüfers durchgeführt werden. Es wird empfohlen, den Test stets von einem qualifizierten Prüfer beaufsichtigen zu lassen.

Beim Starten des Tests wird die Hauptbenutzeroberfläche angezeigt (siehe *Abbildung 26*). Der Stimulus kann durch Drücken der Play-Taste ② ausgelöst werden. Die Stimuluspräsentation kann durch erneutes Drücken der *Play-Taste* wiederholt werden. Der Patient reagiert, indem er zwei von drei Speicherkarten ④ drückt, die den Reizen entsprechen, die hinsichtlich der Zieleigenschaft (Konsonant, Lautstärke, Frequenz, Dauer, Amplitudenmodulation) als ähnlich angesehen werden. Wenn die ausgewählten Karten richtig sind, wird der Test mit dem nächsten Versuch fortgesetzt. Sind die ausgewählten Karten nicht richtig, wird automatisch die dritte Karte aufgedeckt, um eine Rückmeldung darüber zu geben, welche Kombination richtig gewesen wäre. Die blauen Balken links ① und rechts ③ der Abspieltaste stellen Kartendecks dar, die den Testfortschritt anzeigen, d. h. der linke Balken verringert sich mit jedem Versuch und der rechte Balken erhöht sich mit jeder richtigen Antwort.

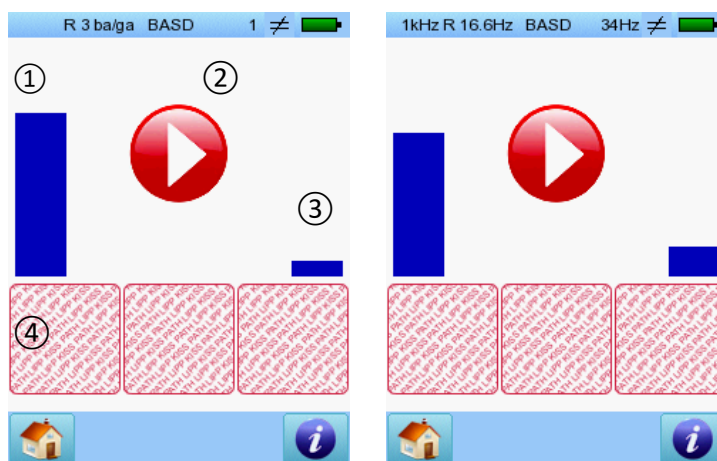


Abbildung 26: BASD-Benutzeroberfläche (links: ba/ga-Differenzierung; rechts: Frequenzdifferenzierung)

Die Kopfzeile enthält verschiedene Informationen, die in *Tabelle 7*.

Frequenz	Ohr	Aktueller Unterschied. / Aktuelle Position einer anderen Position	Art der Prüfung	Vorheriger Unterschied. / Vorherige nicht-gedrückte Position	
500 Hz, 1 kHz für tonale Prüfungen	R (rechts), L (links), B (binaural)	Differenzwert für tonale Tests, sonst Position der unterschiedlichen Position	ba/ga oder ga/ka nicht verfügbar für tonale Tests	Differenzwert für tonale Tests, sonst Position des nicht gedrückten Elements	≠ korrekt (Unterschied konnte festgestellt werden) = falsch

Tabelle 7: BASD-Kopfdaten

Zum Beispiel ist der linke Screenshot von *Abbildung 26* zeigt beispielsweise folgende Informationen: Der Test wurde am rechten Ohr durchgeführt, das aktuelle Item, das sich von den beiden anderen Items unterscheidet, ist das dritte Item (d. h. das Item rechts auf dem Bildschirm), der durchgeführte Untertest ist ba/ga, die zuvor

nicht gedrückte Taste ist die Taste links auf dem Bildschirm (d. h. die mittlere und die rechte Taste wurden gedrückt), die Antwort war richtig. Der rechte Screenshot aus *Abbildung 26* liefert folgende Informationen: Der Test wird mit einem 1-kHz-Ton am rechten Ohr durchgeführt, die aktuelle Frequenzdifferenz beträgt 16,6 Hz, die vorherige Frequenzdifferenz war 34 Hz, die Antwort war korrekt.

Die BASD-Ergebnisse werden als Punktzahl für Konsonantentests und als Diskriminationsschwelle für tonale Tests angegeben (siehe *Abbildung 27*). Bei tonalen Tests kann der zeitliche Verlauf der Antworten durch Drücken auf den Ergebnisbildschirm angezeigt werden. Vorläufige normative Daten sind verfügbar (siehe *STUDIENERGEBNISSE*).

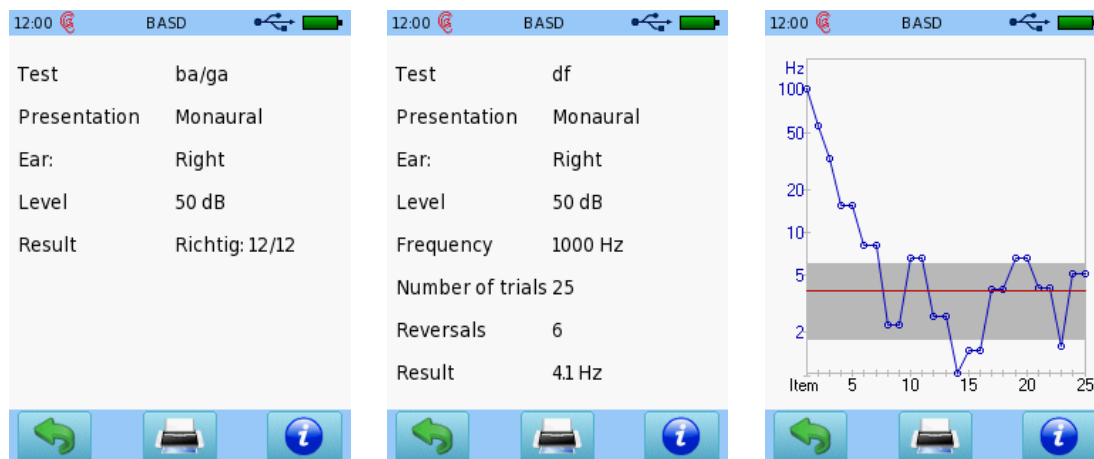


Abbildung 27: BASD-Ergebnis (links: ba/ga-Differenzierung; Mitte, rechts: Ergebnisdaten der Frequenzdifferenzierung und Zeitverlauf)

STUDIENERGEBNISSE

In einer an der Universität Leipzig durchgeführten Studie (Freigang *et al.*, 2011) wurde der LIPP-Test (ähnlich dem nicht sprachbasierten Teil des BASD) mit 59 Erwachsenen im Alter von 65 bis 89 Jahren durchgeführt. Die Tests wurden bei einem Stimuluspegel von 35 dB SL mit monauraler, dichotischer und interauraler Präsentation durchgeführt. Die Messungen ergaben signifikante altersabhängige Verschlechterungen in der Fähigkeit, akustische Eigenschaften zu unterscheiden. Vor allem die interaurale Frequenz- und Dauerunterscheidung bei niedrigen Testfrequenzen war erhöht, was durch eine Verschlechterung der zeit- und phasenabhängigen Verarbeitung auf Hirnstamm- und kortikaler Ebene erklärt werden konnte.

In einem vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Projekt wurde ein Sprachscreeningprogramm für Vorschulkinder entwickelt (Neumann, 2012). Das Screeningprogramm sollte es ermöglichen, zwischen normaler Sprachentwicklung (Gruppe A), auffälliger Sprachentwicklung mit Bedarf an pädagogischem Sprechtraining (Gruppe B) und Sprachentwicklungsstörungen mit Therapiebedarf (Gruppe C) zu unterscheiden. Außerdem sollten Fälle von AVWS innerhalb jeder Gruppe erkannt werden. Ein zuvor entwickelter Sprachscreeningtest für Kinder namens KISS (Euler *et al.*, 2010) zeigte eine gute Sensitivität und Spezifität für die Erkennung einer auffälligen Sprachentwicklung, aber eine unzureichende Unterscheidung zwischen den Gruppen B und C. Die Aufgabe des Projekts war die Entwicklung einer erweiterten psychoakustischen Testbatterie zur Untersuchung der auditiven Verarbeitung (mit Unterscheidung zwischen den Gruppen A bis C) bei Kindern im Alter von 4 bis 5 Jahren. Darüber hinaus wurden die elektrophysiologischen Korrelate der Verarbeitung derselben Reize durch Messung ereigniskorrelierter Potentiale, d.h. der Mismatch-Negativität (MMN), untersucht.

Bei 189 Vorschulkindern im Alter von 4 bis 4;5 Jahren wurde die BASD anhand verschiedener Referenztests getestet. Das periphere Gehör wurde mittels Reintonaudiometrie, Tympanometrie, Stapediusreflexschwelle und Göttinger Sprachverständlichkeitstest (in Ruhe) für Kinder getestet. Die Sprachentwicklung wurde anhand des AWST-R-Wortschatztests für Kinder, des SET-K 3-5-Sprachentwicklungstests für Kinder (mit den Untertests

morphologische Regelkonstruktion, Sprachverständnis, phonologisches Erinnern von Nicht-Wörtern, Satzerinnerung), des PLAKSS-Artikulationstests und des KiSS.2-Sprachtests für Kinder überprüft. Die auditive Verarbeitung wurde mit dem Göttinger Sprachverständlichkeitstest (in Ruhe/im Störgeräusch) für Kinder, dem dichotischen Test von Uttenweiler, dem Mottier-Test und dem Elternfragebogen getestet. Die kognitiven Fähigkeiten wurden mit Hilfe von Colored Progressive Matrices (CPM), einem sprachfreien Intelligenztest und einer phoniatriisch-audiologischen Untersuchung getestet. Auf der Grundlage dieser Tests stuften die Experten die allgemeine Sprachentwicklung und den Verdacht auf eine AVWS für jedes Kind ein. Von den 189 Kindern wurden 120 (63,5 %) der Gruppe A, 37 (19,6 %) der Gruppe B und 32 (16,9 %) der Gruppe C zugeordnet. Von den AVWS-positiven Kindern waren 2 (1,7 %) der Gruppe A, 4 (10,8 %) der Gruppe B und 7 (22,6 %) der Gruppe C zuzuordnen. Die Sensitivität des KiSS.2 zum Nachweis einer auffälligen Sprachentwicklung (einschließlich Gruppe B und C) betrug 89,7 %, die Spezifität 89,1 %. Bei 71 der 189 Kinder (mit jeweils ähnlichen Anteilen der Gruppen A bis C) wurde MMN angewendet. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Testgruppen.

Normative BASD-Daten wurden in einer Studie mit 293 Kindern von 4;0 bis 5;11 Jahren ermittelt. Es konnte ein altersabhängiger Entwicklungseffekt beobachtet werden. Die Mediane der Diskriminationsschwellen sind in *Tabelle 8* für die verschiedenen Altersgruppen dargestellt. Bei der Frequenzdifferenzierung traten altersabhängige Ausfälle auf. Wenn man eine Frequenzunterscheidung von mehr als 500 Hz als ungültig betrachtet, mussten 35 % aller Daten aus der Altersgruppe 4;0 bis 4;5 Jahre entfernt werden. Dieser Anteil sank mit zunehmendem Alter auf 9 % für die Altersgruppe 5;6 bis 5;11 Jahre. Dies bedeutet, dass der Untertest zur Frequenzdiskriminierung möglicherweise nicht für sehr junge Kinder geeignet ist.

Alter (Jahre)	4;0-4;5	4;6-4;11	5;0-5;5	5;6-5;11
Pegel [dB]	8.7 [n=143]	8.6 [77]	7.6 [50]	6.0 [23]
Frequenz [Hz]	67.8 [103]	69.0 [59]	62.3 [41]	40.0 [21]
Dauer [ms]	146.0 [143]	146.7 [77]	113.4 [50]	65.3 [23]
Ga-Ka [Wertung/12]	6 [122]	5 [73]	6 [50]	10 [23]
Ba-Ga [Partitur/12]	6 [125]	8 [74]	9 [50]	11 [23]

Tabelle 8: Mediane der BASD-Diskriminierungsschwelle für verschiedene Altersgruppen

Normative Daten für das 90 %-Perzentil sind für verschiedene Altersgruppen in *Tabelle 9*. Die Korrelation zwischen den BASD-Subtests und der Expertenklassifikation war signifikant für die Subtests Häufigkeit (wenn ungültige Ergebnisse hauptsächlich von kleinen Kindern entfernt wurden), Artikulationsort und Intonation. Auch die Differenzierung der AVWS wurde untersucht. Signifikante Korrelationen konnten zwischen der Intonation und der Expertenentscheidung sowie zwischen der Dauer und dem Verdacht der Eltern oder der Erzieherinnen gefunden werden.

Alter (Jahre)	4;0-4;5	4;6-4;11	5;0-5;5	5;6-5;11
Pegel [dB]	13.4	13.4	12.7	12.7
Frequenz [Hz]	296	344	223	70
Dauer [ms]	249	254	158	157
Ga-Ka [Wertung/12]	2	2	2	4
Ba-Ga [Partitur/12]	2	3	5	6

Tabelle 9: BASD 90 % Perzentil für verschiedene Altersgruppen

LITERATUR

- 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, Zaretsky 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 Hearing Handicap Inventory for the Elderly Screening Version (HHIE-S)

METHODIK

In Screening-Fragebögen werden die Patienten gebeten, ihren Hörstatus durch Beantwortung einer oder mehrerer spezifischer Fragen zu bewerten. Der HHIE-Fragebogen wurde von Ventry und Weinstein (1982) entwickelt und standardisiert und umfasst 25 Fragen. Die verkürzte Screening-Version HHIE-S (Weinstein, 1986) enthält 10 Fragen, die sich auf Aktivitätseinschränkungen, Teilnahmebeschränkungen und damit verbundene Gefühle und Emotionen des täglichen Lebens beziehen. Eine der Fragen der emotionalen Kategorie lautet zum Beispiel: *Fühlen Sie sich aufgrund Ihres Hörproblems peinlich berührt, wenn Sie neue Leute treffen?* Eine der Fragen in der Kategorie "Teilhabeeinschränkung" lautet zum Beispiel: *Haben Sie Schwierigkeiten zu hören, wenn jemand im Flüsterton spricht?* Die Antwort kann "Ja", "Manchmal" oder "Nein" lauten. Die Antworten sind einer mehrstufigen Antwortskala zugeordnet: *Ja* = 4 Punkte, *Manchmal* = 2 Punkte und *Nein* = 0 Punkte. Die Gesamtpunktzahl wird durch Addition der Punkte errechnet und anschließend mit dem festgelegten Grenzwert verglichen, um zu entscheiden, ob der Test bestanden oder nicht bestanden wurde. Normalerweise wird der Fragebogen von Angesicht zu Angesicht ausgefüllt. Der Interviewer liest dann jede Frage und die möglichen Antwortkategorien laut vor, wartet auf die Antwort des Patienten und füllt die entsprechende Antwort auf dem Formular aus.

Der Fragebogen wurde speziell für das Hörscreening bei älteren Menschen entwickelt, kann aber auch für andere kooperative Patienten verwendet werden. Bitte beachten Sie, dass es sich bei dem Test um eine Selbsteinschätzung handelt und der Test daher von der Mitarbeit und der Fähigkeit des Patienten abhängt, ehrlich und realistisch zu antworten, und daher ein Ergebnis zeigen kann, das vom tatsächlichen Hörstatus abweicht. Eine weiterführende audiologische Diagnostik wird empfohlen, insbesondere wenn das HHIE-S-Screening-Ergebnis auf Hörprobleme hinweist.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *HHIE-S* auf dem Modulauswahlbildschirm. Wählen Sie die Sprache, in der Sie den Fragebogen durchführen möchten. Informieren Sie den Patienten über die Aufgabe: Es werden eine Reihe von Fragen aus Alltagssituationen gestellt (siehe *Abbildung 28* links). Der Patient soll mit *Ja*, *Manchmal* oder *Nein* antworten, je nachdem, welche Antwort ihm am geeignetsten erscheint. Je nach Alter und körperlichen/geistigen Fähigkeiten kann der Test nach einer Instruktion völlig selbständig oder mit Unterstützung des Untersuchers durchgeführt werden (d. h. der Untersucher liest die Fragen vor und/oder gibt die Antworten ein). Das Ergebnis wird als Punktzahl mit einem Ampelstatus angezeigt (siehe *Abbildung 28* rechts).

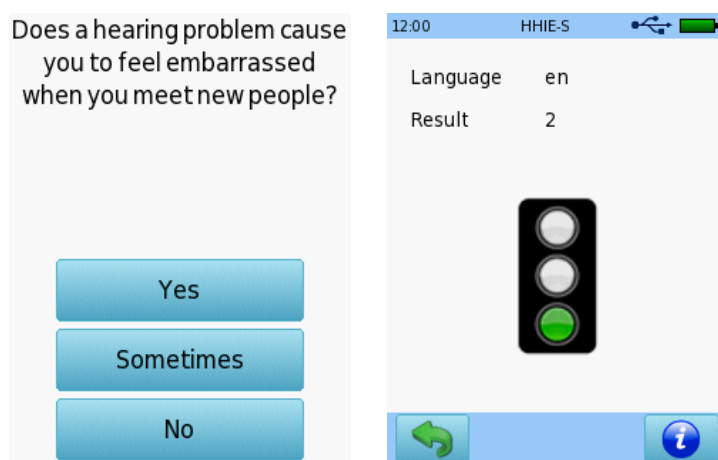


Abbildung 28: HHIE-S Benutzeroberfläche (links) und Ergebnis (rechts)

Bitte beachten Sie, dass während dieses Tests die Fußzeile ausgeblendet ist. Sie können die Fußzeile durch kurzes Drücken des Ein-/Ausschalters aktivieren.

STUDIENERGEBNISSE

Jupiter und DiStasio (1998) untersuchten die Leistungsfähigkeit des HHIE-S bei 50 älteren Probanden im Alter von 65 bis 85 Jahren, die in der Vorgeschichte keine otologischen Erkrankungen, hohe Lärmbelastungen oder Ototoxizität aufwiesen. In der Studie wurde der HHIE-S-Fragebogen zusammen mit der Bestimmung einer durchschnittlichen Reintonschwelle (Fletcher-Index) für drei Frequenzen (0,5, 1, 2 kHz) auf dem besseren Ohr durchgeführt. Der durchschnittliche HHIE-S-Score lag bei 9,8, während die durchschnittliche Reintonschwelle 36,8 dB HL betrug. Die Korrelation zwischen dem HHIE-S-Score und dem Durchschnitt der Reintonschwelle betrug $r = 0,67$ für die situativen Fragen, $r = 0,52$ für die emotionalen Fragen und $r = 0,63$ für alle Fragen.

LITERATUR

- 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 Physiologische Testverfahren

Zu den physiologischen Testverfahren gehören otoakustische Emissionen (OAE), auditorisch evozierte Potenziale (AEP), vestibulär evozierte myogene Potenziale (VEMP), akustische Impedanztests (Tympanometrie) und andere Tests, die auf der Messung physiologischer Eigenschaften beruhen.

Physiologische Testverfahren (außer VEMP) erfordern keine aktive Beteiligung des Probanden während des Tests. Im Gegensatz zu psychoakustischen Tests spielen die Fähigkeit und Bereitschaft des Patienten zur Mitarbeit nur eine untergeordnete Rolle. Dennoch ist eine gewisse Mitarbeit erforderlich. Dazu kann (je nach Testverfahren) gehören, dass der Patient sich ruhig verhält, nicht schluckt, sich nicht bewegt oder den Schallwandler oder andere relevante Testgeräte während des Tests nicht aus der gewünschten Position entfernt. Im Gegensatz zu psychoakustischen Testverfahren können physiologische Testverfahren bei Patienten durchgeführt werden, die nicht in der Lage oder nicht willens sind, eine psychoakustische Aufgabe zu erfüllen, d. h. bei Patienten, die zu jung oder aus anderen Gründen nicht in der Lage sind, verhaltensmäßig zu reagieren. Dabei kann es sich um Neugeborene und Kleinkinder, geistig oder körperlich behinderte Patienten oder um Personen handeln, die einen Hörverlust simulieren. Der Prüfer muss sicherstellen, dass der Patient in der Lage ist, die entsprechenden Voraussetzungen zu erfüllen (z.B. während des Tests ruhig zu sein). Auch ältere Patienten sollten über den Testablauf informiert werden, damit sie wissen, was sie während des Tests erwartet. Dies kann positiv zur Entspannung der Patienten beitragen. VEMP erfordert eine aktive Beteiligung des Patienten, da der getestete Patient eine bestimmte Muskelkontraktion (Kopfbewegung, Blick in eine bestimmte Richtung) ausführen muss, und ist daher nur bei Patienten anwendbar, die in der Lage und bereit sind, die geforderte Aufgabe zu erfüllen.

Je nach Testmodul muss die Prüfumgebung angemessen sein. Dazu können geringe Umgebungsgeräusche (OAE) und geringe elektromagnetische Strahlung (AEP) gehören. Bei Nichteinhaltung kann sich das Ergebnis verschlechtern.

Physiologische Testverfahren (mit Ausnahme von VEMP) beruhen auf spezifischen physiologischen Prozessen, die in verschiedenen Stadien der Hörbahn aktiv sind und somit die mechanische oder neurologische Funktion des Hörsystems widerspiegeln. Daher können physiologische Tests (Einzeltests oder Testkombinationen) für die topologische Hördiagnostik verwendet werden, d. h. für die Ermittlung des Ortes der Beeinträchtigung entlang der Hörbahn. Tympanometrie, OAE und AEP sind Berichten zufolge in der Lage, zwischen Mittelohr-, Cochlea- und neuronalen Störungen zu unterscheiden. Dies ist wichtig, da eine adäquate Therapie für eine Hörstörung nur entwickelt werden kann, wenn bekannt ist, welche Stufe der Hörbahn beeinträchtigt ist. Mit psychoakustischen Tests ist eine Unterscheidung zwischen Schallleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit möglich, indem die Differenz zwischen Luft- und Knochenleitungs-Reintonschwellen ausgewertet wird. Die Unterscheidung einer Schallempfindungsschwerhörigkeit, d. h. die Unterscheidung zwischen einer sensorischen (cochleären) und einer neuronalen Störung mit subjektiven Tests ist jedoch möglicherweise nicht zuverlässig, da die Validität der einschlägigen Tests (z.B. Short Increment Sensitivity Index (SISI), Fowler, Carhart) begrenzt ist. Außerdem können bei Säuglingen und anderen nicht kooperativen Patienten psychoakustische Tests nicht zuverlässig durchgeführt werden. Darüber hinaus kann VEMP zur Beurteilung des Status des vestibulären Systems verwendet werden.

Wie bei psychoakustischen Tests ist die richtige Platzierung und Kalibrierung der Schallwandler wichtig für ein zuverlässiges Ergebnis. Eine falsche Platzierung eines Schallwandlers oder die Verwendung eines falsch kalibrierten Schallwandlers kann das Ergebnis verfälschen. Ein geeigneter Schallwandler sollte angeschlossen und ordnungsgemäß angebracht werden.

Wenn nicht anders angegeben, können alle physiologischen Tests bei Patienten aller Altersgruppen durchgeführt werden, sofern eine angemessene Beteiligung und Mitarbeit erwartet werden kann.

3.2.1 Überblick: Otoakustische Emissionen

Die Entdeckung der otoakustischen Emissionen (OAE) (Kemp, 1978) hat ein schnelles, leistungsstarkes und vielseitiges Instrument zur Diagnose der Cochlea-Integrität hervorgebracht. OAE-Messungen sind heute ein Standardbestandteil der audiometrischen Testbatterie. OAEs werden mit einem hochempfindlichen, rauscharmen Mikrofon in einer Ohrsonde gemessen, die in den äußeren Gehörgang eingeführt wird. Es gibt spontane und evozierte OAEs. OAEs sind das Nebenprodukt des nichtlinearen Schallverstärkungsprozesses in der Cochlea (Davis, 1983; Dallos, 1992). OAEs sind schwache Schallemissionen, die von den äußeren Haarzellen (OHCs) des Innenohrs erzeugt werden. Die OAE-Werte hängen von der Anzahl der funktionierenden äußeren Haarzellen bei normaler Funktion des Mittelohrs ab. Außerdem hängen die OAE-Werte vom Volumen des Gehörgangs ab. Aufgrund des kleineren Gehörgangsvolumens ist die OAE-Amplitude bei Neugeborenen normalerweise höher als bei Erwachsenen (Norton, 1992; Lasky, 1998a,b; Abdala, 2000). Folglich sind OAEs bei Neugeborenen leichter zu messen.

Spontane otoakustische Emissionen (SOAE) sind sinusförmige Signale, die ohne jegliche akustische Stimulation in einer gesunden Cochlea auftreten und eine direkte Folge der zellulären Krafterzeugung der OHCs zu sein scheinen (Zwicker und Schloth, 1984; Burns *et al.*, 1998; Jülicher *et al.*, 2003). SOAEs treten nicht bei allen normalhörenden Patienten auf und sind bei etwa der Hälfte der normalhörenden Bevölkerung vorhanden, wobei die Prävalenz bei Frauen deutlich höher ist als bei Männern (Bilger *et al.*, 1990; Penner *et al.*, 1993; Penner und Zhang, 1997). SOAEs sind daher für die audiologische Diagnostik nicht geeignet. Weitere Informationen zu SOAEs finden Sie in Abschnitt [3.2.2: Spontane otoakustische Emissionen \(SOAEs\)](#).

Evozierte OAEs werden durch externe Geräusche ausgelöst, entweder durch transiente (Klicks oder Tonbursts) oder stationäre Reize (Sinustöne), die über Lautsprecher in der Ohrsonde abgegeben werden. Häufig verwendete Arten von evozierten OAEs sind:

Reizfrequente otoakustische Emissionen (SFOAE) werden durch ein kontinuierliches, schwaches Sinussignal hervorgerufen. Die Aufzeichnung von SFOAEs ist schwierig, da sich Reiz und Reaktion überlagern. SFOAEs werden in der Regel als Differenz des Schalldrucks im Gehörgang mit und ohne einen Suppresserton, der dem Sondenton hinzugefügt wird, ermittelt (Kalluri und Shera, 2001; Neely *et al.*, 2005).

Transient evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE) werden durch Klicks oder Tonbursts ausgelöst (siehe *Abbildung 29*). TEOAEs stellen die Summe der Impulsantworten der OHCs entlang der Cochlea dar. Sie verschwinden bereits bei leichten Hörverlusten und werden daher häufig in Hörscreening-Programmen eingesetzt. Weitere Informationen zu TEOAEs finden Sie in Abschnitt [3.2.3: Transient evozierte otoakustische Emissionen \(TEOAEs\)](#).

Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE) werden durch zwei Sinustöne mit einem bestimmten Frequenz- und Pegelverhältnis hervorgerufen (siehe *Abbildung 29*). DPOAEs stellen kubische Verzerrungen von OHCs dar und ergeben sich direkt aus der frequenzselektiven kompressiven Nichtlinearität von OHCs. DPOAEs können als Test für eine frequenzspezifische Bewertung von Cochlea-Fehlfunktionen verwendet werden. DPOAEs sind Berichten zufolge bei einem cochleären Hörverlust von bis zu 40 bis 50 dB HL messbar, was dem Bereich der Verstärkung von OHCs entspricht. Weitere Informationen zu DPOAEs finden Sie in Abschnitt [3.2.4: Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen \(DPOAEs\)](#).

Die Sentiero-Geräte bieten SOAE-, TEOAE- und DPOAE-Testverfahren. TEOAEs und DPOAEs sind bei praktisch jedem normalhörenden Patienten vorhanden. TEOAEs geben einen schnellen Überblick über die Funktion der Cochlea, während DPOAEs mehr quantitative Informationen über die Schallverarbeitung an verschiedenen Stellen der Cochlea liefern.

Es wird berichtet, dass die OHC durch übermäßige Schallexposition, ototoxische Medikamente (z.B. therapeutische Antibiotika), Infektionen (z.B. Meningitis, Mumps, materno-fetale Infektion) und Anoxie (z.B. Geburtstrauma) beeinträchtigt werden oder bei genetisch bedingtem Hörverlust teilweise fehlen. Die

Beeinträchtigung des OHC führt zu einem Verlust der Empfindlichkeit und Frequenzselektivität des Hörorgans (Liberman und Dodds, 1984). OAEs als Nebenprodukt der nichtlinearen Schallverstärkung der Cochlea erscheinen dann mit reduzierter Amplitude oder verschwinden (Mills und Rubel, 1994).

Da OAEs ein Nebenprodukt des nichtlinearen Schallverstärkungsprozesses der OHCs in der Cochlea sind, können sie nur als Maß für die Bewertung der OHC-Integrität dienen, d.h. Läsionen der inneren Haarzellen oder retrocochleäre Defekte (z.B. neurale Defekte, auditive Verarbeitungsstörungen) sind mit Hilfe von OAEs nicht nachweisbar. Bei einer Schallleitungsschwerhörigkeit sind sowohl die Reiz- als auch die Antwortamplitude reduziert, so dass selbst bei einer leichten Schallleitungsschwerhörigkeit keine OAEs vorhanden sind (Margolis, 2002), z.B. aufgrund einer Funktionsstörung der Eustachischen Röhre oder Fruchtwasser in der Paukenhöhle. Wenn also keine OAE-Antwort nachweisbar ist, kommen folgende Pathologien in Frage: Schallleitungsschwerhörigkeit, cochleärer Hörverlust von mehr als 20-30 dB HL (TEOAE) oder 40-50 dB HL (DPOAE) oder retrocochleärer Hörverlust. In diesen Fällen sollten Tympanometrie, Hirnstammaudiometrie (ABR) und auditory steady-state responses (ASSR) gemessen werden, um Art und Ausmaß des Hörverlusts zu bestimmen.

In der Regel sollte bei Verdacht auf eine Hörstörung zunächst ein OAE-Test durchgeführt werden. Die Testmethode ist schnell und hilft, eine normale Funktion des Mittelohrs und der Cochlea zu bestätigen. Dies ist der Fall, wenn OAEs über einen breiten Frequenzbereich vorhanden sind. Fehlen OAEs, ist das Vorhandensein einer Mittelohr- oder Cochlea-Pathologie (OHC) wahrscheinlich. Auf die OAEs sollte dann eine Tympanometrie folgen. Wenn das Tympanogramm normal ist und die OAE fehlen, ist eine cochleäre Störung wahrscheinlich. Wenn das Tympanogramm abnormal ist, ist eine Schallleitungsschwerhörigkeit wahrscheinlich. Wenn es einen Hinweis auf eine Hörstörung gibt und sowohl das Tympanogramm als auch die OAEs normal sind, können ABR oder ASSR zeigen, ob eine cochleäre (innere Haarzelle) oder neurale Pathologie vorliegt. Bei einer auditorischen Neuropathie zum Beispiel, bei der die Synchronisation der neuronalen Aktivität gestört ist (entweder aufgrund einer synaptischen oder neuronalen Dysfunktion der inneren Haarzellen), treten normale OAEs und abnormale ABRs auf (Doyle *et al.*, 1998; Starr *et al.*, 1996).

Typische klinische Anwendungen von OAEs sind: Hörscreening, Folgediagnostik nach dem Neugeborenen-Hörscreening, Bestätigung von cochleärem Hörverlust (zusammen mit Tympanometrie und ABR), quantitative Bewertung von Hörverlust und Rekrutierung zur Bereitstellung von Parametern für die Hörgeräteanpassung, frühzeitige Erkennung und Überwachung von OHC-Schäden nach übermäßiger Lärmexposition oder Verabreichung ototoxischer Medikamente, topologische Diagnostik sowie Identifizierung von Patienten, die einen Hörverlust simulieren.

Das Hörscreening ist ein Auswahlverfahren, mit dem entschieden wird, ob eine weiterführende Diagnostik angeraten ist oder nicht. Folglich ist eine Screening-Entscheidung binär, d. h. *sie lautet "bestanden"* (negativer Befund, keine weitere Diagnostik erforderlich) oder *"überwiesen"* (positiver Befund, weitere Diagnostik angeraten). Die Anforderungen für das Screening unterscheiden sich von denen für die Diagnostik. Da das Screening in großen Populationen durchgeführt wird, bieten die typischerweise verwendeten Geräte eine automatische Auswertung, anstatt sich auf das Urteil eines Experten zu verlassen. Ein Screening-Test sollte so schnell wie möglich durchgeführt werden. Daher müssen die entsprechenden Methoden lange Vorbereitungszeiten vermeiden und der Test sollte automatisch beendet werden, wenn die gewünschte Qualität des Ergebnisses erreicht ist. OAEs (insbesondere TEOAEs) werden weithin als geeignet für das Screening bei Neugeborenen und Kleinkindern angesehen, da sie schnell gemessen werden können und im Falle einer OHC-Dysfunktion nicht vorhanden sind (z.B. Kemp und Ryan, 1991; Norton *et al.*, 2000a,b). Die Prämisse für diesen Ansatz ist, dass ein cochleärer Hörverlust immer eine OHC-Schädigung oder -Fehlfunktion beinhaltet. Es sollte betont werden, dass ein Schallleitungsverlust aufgrund einer Funktionsstörung der Eustachischen Röhre und/oder Fruchtwasser in der Paukenhöhle unter Screening-Bedingungen ebenfalls zu Verweisungsergebnissen führt, hauptsächlich aufgrund der Abschwächung eines vorhandenen OAE-Signals.

Ein Nachteil der Verwendung von OAEs in Screening-Protokollen ist die geringere Validität im Vergleich zu ABR-Methoden (Barker *et al.*, 2000; Norton *et al.*, 2000a). Dies gilt insbesondere für Populationen mit einer hohen Prävalenz geringer Schwellenerhöhungen aufgrund einer vorübergehenden Schallleitungsschwerhörigkeit, wie sie bei Termingeborenen in den ersten 36 Lebensstunden aufgrund einer Dysfunktion der Eustachischen Röhre oder Fruchtwasser in der Paukenhöhle oder aufgrund einer persistierenden Schallempfindungsschwerhörigkeit bei Frühgeborenen und Neugeborenen auf der Intensivstation zu finden ist. Um eine hohe Sensitivität aufrechtzuerhalten, kann die Spezifität drastisch reduziert werden, was ein Screeningverfahren ineffizient macht. Um hohe Überweisungsraten zu vermeiden, sollten OAE-Überweisungen durch ein ABR-Screening ergänzt werden, bevor eine weitere Diagnostik durchgeführt wird, d.h. ein zweistufiges Screening (Rhodes *et al.*, 1999; Norton *et al.*, 2000b). DPOAE-Audiogramme können ein alternatives Mittel zur Aufdeckung eines vorübergehenden Hörverlusts sein. Wenn DPOAE-Audiogramme vor dem ABR-Screening eingesetzt werden, können Zeit und Kosten bei denjenigen Babys gespart werden, bei denen DPOAEs messbar sind und somit keine zusätzliche ABR erforderlich ist. DPOAE-Audiogramme haben einen Vorteil gegenüber TEOAEs oder klick-evozierten ABRs, da sie die cochleären Hörschwellen bei verschiedenen Testfrequenzen quantitativ bewerten können.

Insbesondere für die Hörgeräteanpassung bei Kleinkindern ist eine quantitative Bewertung des Hörverlusts und der Rekrutierung erforderlich. Wenn TEOAEs bei hohen Stimuluspegeln ausgelöst werden (was in der klinischen Praxis üblich ist), fehlen sie bei einem cochleären Hörverlust von über 20-30 dB HL, während DPOAEs bei einem cochleären Hörverlust von über 40-50 dB HL fehlen. Wenn man also sowohl TEOAEs als auch DPOAEs anwendet, ist eine grobe Schätzung des Hörverlusts möglich.

OAE-Messungen sind zeitlich stabil und daher in der Lage, die Erholung von OHC-Schäden zu überwachen. Therapeutische Medikamente wie Antibiotika (z.B. Aminoglykoside) und Antitumor-Chemotherapeutika (z.B. Cisplatin) führen Berichten zufolge zu einem irreversiblen Hörverlust, der typischerweise zuerst die höchsten Frequenzen betrifft, wobei der Hörverlust systematisch zu den niedrigeren Frequenzen fortschreitet (z.B. Kopelman *et al.*, 1988; Fausti *et al.*, 1994; Berg *et al.*, 1999; Stavroulaki *et al.*, 2001). Die frühzeitige Erkennung von Ototoxizität ist wichtig für die Bereitstellung wirksamer Behandlungsoptionen wie die Substitution von Medikamenten, die Änderung der Dosierung und der Art der Verabreichung (Lonsbury-Martin und Martin, 2001). Da TEOAEs oberhalb von 4 kHz weniger wirksam sind, sind DPOAEs der Test der ersten Wahl für den Nachweis und die Überwachung von OHC-Dysfunktionen aufgrund ototoxischer Medikamente. Darüber hinaus haben DPOAEs einen zusätzlichen Vorteil gegenüber TEOAEs, da sie Informationen über die Kompression der OHC-Verstärker liefern können. Wenn die OHC-Funktion während des toxischen Prozesses gestört ist, sollte nicht nur der DPOAE-Spiegel, sondern auch das DPOAE-Wachstum verändert sein. Wie Antibiotika und Chemotherapeutika ist auch Salicylat dafür bekannt, dass es die Hörempfindlichkeit beeinträchtigt und Tinnitus hervorruft (Myers und Bernstein, 1965; McFadden und Plattsmier, 1984; Wier *et al.*, 1988; Long und Tubis, 1988; Boettcher und Salvi, 1991; Brown *et al.*, 1993; McFadden und Pasanen, 1994). Am wichtigsten ist jedoch, dass die Beeinträchtigung durch die Salicylat-Toxizität reversibel ist. Geht man davon aus, dass ein Verlust der OHC-Steifigkeit für die Verzerrungen in der Cochlea-Mikromechanik verantwortlich ist, könnte die entsprechende Veränderung der Aktivität der inneren Haarzellen ein mögliches Korrelat des Tinnitus sein (Janssen *et al.*, 2000).

Mikrofonrauschen, physiologisches Rauschen (Atmung, Blutfluss) und Umgebungsgeräusche lassen bei sehr niedrigen Reizstärken keine korrekten OAE-Messungen zu. Bei niedrigen Frequenzen sind OAE-Messungen selbst bei hohen Stimuluspegeln vor allem wegen des technischen Rauschens nicht zuverlässig. Aufgrund des begrenzten Frequenzbereichs der elektroakustischen Wandler der Ohrsonde sind die OAE-Messungen auch auf höhere Frequenzen beschränkt, was zu einer zunehmenden Variabilität der OAE-Werte führt (Dreisbach *et al.*, 2006). Um einen niedrigen Geräuschpegel zu erreichen, müssen OAE-Messungen in einer schalldämpfenden Kabine oder einer anderen ruhigen Umgebung durchgeführt werden, insbesondere wenn schwellennahe Stimuluspegel verwendet werden. Alternativ kann auch ein schallisolierender Kopfhörer verwendet werden, der die Ohrsonde abdeckt. Außerdem muss der Patient ruhig sein, d. h. er darf sich nicht stark bewegen, atmen oder

schlucken. Das Kabel der Ohrsonde muss locker hängen, so dass es kein Material, wie z.B. Kleidung, berührt. Das Berühren oder Reiben des Kabels kann zu zusätzlichen Geräuschen führen.

Automatisierte Mess- und Auswerteverfahren garantieren Testkonsistenz und vereinfachen die Interpretation von OAE-Aufnahmen. Fourier-Transformationsberechnungen aus dem Zeitbereichssignal ermöglichen eine automatische Auswertung der OAE-Signale. Um den Einfluss von unerwünschten externen Signalen zu minimieren, werden Algorithmen zur Rauschunterdrückung und Artefaktunterdrückung eingesetzt. Aufgrund der Mikrofoneigenschaften und niederfrequenter Körpergeräusche, wie z.B. der Atmung, ist der Rauschpegel bei niedrigen Frequenzen in der Regel höher. Die Unterdrückung von Artefakten kann durch Eliminierung von Puffern mit hohem Rauschpegel oder durch Gewichtung jedes Puffers in Abhängigkeit von seinem Rauschgehalt erfolgen. Darüber hinaus wird der Grundrauschpegel durch Mittelung des aufgezeichneten Signals im Zeitbereich reduziert. Die Idee der Mittelwertbildung besteht darin, dass das Signal konstant ist und daher in jedem Puffer gleich ist, während das Rauschen zufällig ist und sich daher in jedem Puffer ändert. Die Addition aller Puffer erhöht das Signal und reduziert das Rauschen. Theoretisch ist die Verbesserung des SNR proportional zur Quadratwurzel aus der Anzahl der gemittelten Abtastwerte, begrenzt durch technische Eigenschaften (z.B. Quantisierungsrauschen).

OAEs können nur mit einer speziellen Ohrsonde getestet werden, die in der Regel einen (für TEOAE) oder zwei (für TEOAE oder DPOAE) Lautsprecher und ein Mikrofon enthält (siehe *Abbildung 29*). Bei der DPOAE-Aufnahme werden in der Regel für jeden Primärton separate Lautsprecher verwendet, um technisch bedingte Verzerrungskomponenten auszuschließen.

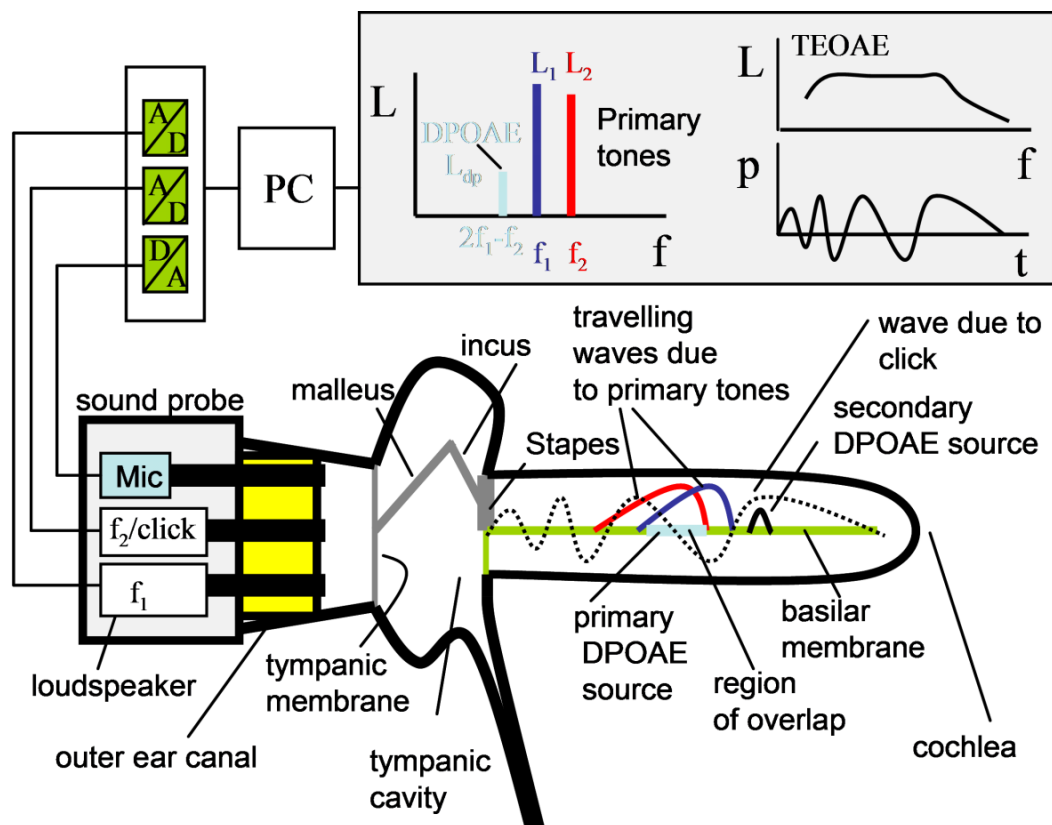


Abbildung 29: Schematische Übersicht der TEOAE- und DPOAE-Messung (A/D = Analog-Digital-Wandler, D/A = Digital-Analog-Wandler, PC = Personal Computer, L = Schalldruckpegel, p = Schalldruck, f = Frequenz, t = Zeit)

Vor jeder OAE-Messung wird automatisch eine Kalibrierung der Ohrsonde durchgeführt, um die Stimulusausgabe an das Gehörgangsvolumen anzupassen. Aufgrund von Stehwelleneffekten spiegelt das geschätzte Gehörgangsvolumen jedoch nicht in allen Fällen exakt das tatsächliche Gehörgangsvolumen wider (Siegel, 1994; Whitehead *et al.*, 1995). Die Ohrsonde muss ordnungsgemäß eingeführt werden, wobei sie fest sitzen muss und

keine Leckage zwischen Ohrsonde und Gehörgang auftreten darf. Bei einer Undichtigkeit können niederfrequente Schallanteile nicht richtig an die Cochlea abgegeben werden, so dass keine apikalen und medialen OHCs zur OAE-Antwort beitragen. Darüber hinaus verringert ein ordnungsgemäßer Verschluss des Gehörgangs durch die Ohrsonde den Einfluss von externen Geräuschen. Die Kanäle der Ohrsonde dürfen nicht durch z.B. Cerumen blockiert werden.

Eine Übersicht über die methodischen, technischen und klinischen Aspekte von OAEs finden Sie in Janssen und Müller (2008).

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Im Allgemeinen wird empfohlen, die Funktionstüchtigkeit der Ohrsonde regelmäßig zu überprüfen (z.B. wenn die Ohrsonde häufig verwendet wird: einmal täglich, bevor mit der Prüfung von Patienten begonnen wird oder wenn ein Ausfall der Ohrsonde vermutet wird). Die Ohrsonde kann getestet werden, indem die Ohrsonde zusammen mit einer geeigneten Sondenspitze in die richtige Testkavität eingesetzt wird (die kleine Sondenspitze PT-S passt in die blaue Testkavität, die große Sondenspitze PT-A passt in die rote Testkavität). Starten Sie den Sondentest (siehe *Abbildung 30*) und prüfen Sie, ob der Sondentest erfolgreich war. Ist dies nicht der Fall, überprüfen Sie das Ohrsondenkabel, die Platzierung der Sondenspitze auf der Ohrsonde sowie die Kanäle der Ohrsonde und der Sondenspitze, z.B. auf Verunreinigungen. Reinigen Sie ggf. die Sondenspitze. Verwenden Sie keine scharfen Gegenstände mit der Ohrsonde. Wenn der Sondentest nicht bestanden wird oder wenn Sie eine Funktionsstörung vermuten, versuchen Sie es bitte mit einer anderen Ohrsonde oder Sondenspitze und/oder wenden Sie sich an Ihren Händler.

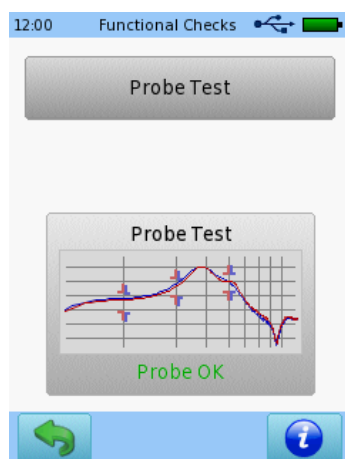


Abbildung 30: Sondenprüfung

LITERATUR

- 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, Gattke 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 Spontane otoakustische Emissionen (SOAEs)

METHODIK

Spontane otoakustische Emissionen (SOAE) sind Geräusche, die mit einem Sondenmikrofon im Gehörgang aufgezeichnet werden können, ohne dass eine akustische Stimulation erfolgt. Wie alle OAE werden SOAE vermutlich von den äußeren Haarzellen der Cochlea erzeugt und können als Nebeneffekt des Cochlea-Verstärkers angesehen werden.

Berichten zufolge treten SOAE bei etwa 40 % bis zu 80 % der Patienten auf, je nach Alter, Vorhandensein oder Nichtvorhandensein eines Hörverlusts und dem verwendeten Messsystem (Dhar & Hall, 2012). Es handelt sich um sehr stabile, reintonähnliche Signale, die typischerweise in einem Bereich von 500 Hz bis 4 kHz und seltener bis 8 kHz auftreten. Sie sind häufiger im rechten Ohr und bei Frauen zu finden. Es gibt Hinweise darauf, dass bei Säuglingen SOAEs häufiger vorkommen als bei Kindern und jungen Erwachsenen (Prieve & Hula, 1999). Neben der Prävalenz gibt es auch Hinweise darauf, dass SOAEs bei Erwachsenen und Säuglingen bei unterschiedlichen Frequenzen auftreten (Bright, 1997; Prieve & Hula, 1999).

Der klinische Nutzen von SOAE ist begrenzter als der von evozierten otoakustischen Emissionen, da sie nicht in allen Ohren vorhanden sind und die Frequenz und Amplitude der aufgezeichneten SOAE von Person zu Person variieren, obwohl sie innerhalb einer Person frequenzstabil sind. Wenn sie vorhanden sind, wird davon ausgegangen, dass sie das normale Hörvermögen im Frequenzbereich der SOAE-Frequenz mit einem Hörpegel von nicht mehr als 25 dB HL unterstützen. Darüber hinaus korreliert die SOAE bei einigen Ohren mit dem Tinnitus und kann zur Verbesserung des Tinnitus-Anpassungsverfahrens verwendet werden.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie OAE und dann SOAE auf dem Modalauswahlbildschirm. Beachten Sie, dass für dieses Modul keine Voreinstellungen verfügbar sind. Der Patient sollte ruhig sein und bequem auf einem Stuhl sitzen oder auf einem Bett liegen. Versuchen Sie bei Säuglingen, den Patienten im Schlaf zu testen. Vergewissern Sie sich, dass eine gültige Ohrsonde (z.B. EP-TE, EP-DP oder EP-LT) angeschlossen ist und dass das Kabel der Ohrsonde nicht an irgendwelchen Materialien wie z.B. der Kleidung reibt. Wählen Sie einen Ohrstöpsel mit der passenden Größe für die Sondenspitze und die Größe des Gehörgangs des Patienten. Achten Sie darauf, dass die Ohrsonde so eingeführt wird, dass keine Leckage zwischen Ohrsonde und Gehörgang entsteht. Wenn die Ohrsonde nicht richtig eingeführt wird oder die Kanäle der Ohrsonde blockiert sind, erscheint eine Warnung.

Wählen Sie das zu prüfende Ohr (Rechts+Links: gleichzeitige Messung des rechten und linken Ohrs - nur verfügbar, wenn zwei Ohrsonden angeschlossen sind). Nach der Auswahl beginnt der Test und führt die Statistik über das Spektrum durch. Eine dB(A)-Anzeige des aktuellen Gesamtschallpegels, wie er von den Sondenmikrofonen aufgezeichnet wurde, wird oben auf dem Display angezeigt. Werte unter 30 dB(A) sind erwünscht.

Die Implementierung des SOAE wendet eine Phasenregelschleife (PLL) auf jeden SOAE-Kandidaten an, um eine präzise Frequenzmessung zu erreichen, die eine Auflösung von 0,1 Hz ermöglicht.

Es wird dringend empfohlen, bei der Aufzeichnung von SOAE einen Gehörschutz über den Sonden zu tragen, da die Methode sehr empfindlich auf Außengeräusche reagiert. Außengeräusche behindern nicht nur die Aufzeichnung von SOAE, sondern auch tonale Komponenten im Außengeräusch werden als SOAE aufgezeichnet. Außerdem werden die SOAE selbst durch Rauschen unterdrückt. Es wird empfohlen, SOAE binaural aufzuzeichnen, da eine Detektion, die auf beiden Ohren erscheint, ein starkes Indiz dafür ist, dass es sich nicht um ein SOAE-Signal, sondern um eine tonale Umgebungsgeräuschkomponente handelt.

Wenn SOAE vorhanden sind, darf eine Erkennung nicht länger als etwa 5 Minuten dauern.

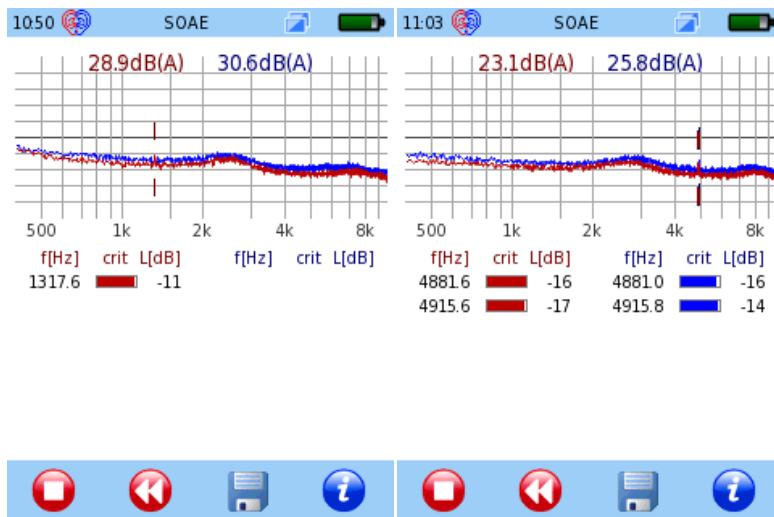


Abbildung 31: SOAE-Schnittstelle (links: SOAE-Erkennung bei 1317 Hz und -11 dB(SPL); rechts: falsche SOAE-Erkennung aus tonalen Umgebungsgeräuschkomponenten - übereinstimmende Frequenzen von beiden Ohren)

LITERATUR

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

3.2.3 Transient evozierte otoakustische Emissionen (TEOAEs)

METHODIK

Transiente otoakustische Emissionen (TEOAEs), die durch Klickgeräusche ausgelöst werden, sind die Summe der Impulsantworten der OHCs entlang der Cochlea (siehe *Abbildung 29*). Fast alle OHCs entlang der Cochlea-Partition oder ein Teil von ihnen (der Ort in der Cochlea, der von der Trägerfrequenz des Tonbursts abhängt) werden erregt. Aufgrund der Frequenzdispersion in der Cochlea kann eine bestimmte Komponente der TEOAE-Antwort direkt auf eine bestimmte Frequenzkomponente des transienten Signals zurückgeführt werden. Da sich die Basilarmembran an basalen Stellen schneller bewegt als an apikalen Stellen, stammen hochfrequente TEOAE-Komponenten von basalen Cochlea-Stellen, während niederfrequente TEOAE-Komponenten von apikalen Stellen stammen. Außerdem erscheinen die basalen Antworten am Anfang und die apikalen Antworten am Ende der TEOAE-Zeitfunktion.

TEOAE-Reaktionen werden typischerweise durch eine der folgenden Stimulusfolgen hervorgerufen: (i) vier Klicks gleicher Stärke (lineares Protokoll), (ii) drei Klicks positiver Polarität, gefolgt von einem vierten Klick inverser Polarität mit einer relativen Stärke von 9,5 dB höher als die entsprechenden positiven Klicks (nicht-lineares Protokoll) (Kemp *et al.*, 1986; Bray, 1989). Unter der Hypothese, dass die TEOAE-Aufzeichnungen von gesättigten Cochlea-Generatoren stammen, wird angenommen, dass das nicht-lineare Protokoll Stimulus-Artefakte linearer Natur (d.h. den Stimulus selbst) entfernt, da Stimulus-Signale linear mit dem Stimulus-Pegel ansteigen, während Antwort-Signale (d.h. Emissionen, die aus dem nicht-linearen Betrieb der OHCs entstehen) nicht-linear mit dem Stimulus-Pegel ansteigen. Es ist allgemein anerkannt, dass das nichtlineare Protokoll einen praktischen Kompromiss darstellt, um die Zuverlässigkeit einer TEOAE-Aufzeichnung zu maximieren (Kemp *et al.*, 1990a,b; Grandori und Ravazzani, 1993; von Specht *et al.*, 2001; Hatzopoulos *et al.*, 2003).

TEOAE-Signale werden zwischen den kurzen Pausen zwischen den Stimuli innerhalb der Stimuluszüge aufgezeichnet. Es gibt mehrere objektive Methoden zur Trennung des TEOAE-Signals vom Hintergrundrauschen und zur automatischen Bewertung der Gültigkeit einer aufgezeichneten Emission. Die erste Methode basiert auf der Berechnung der Pufferkorrelation der im Zeitbereich gemittelten Signale zwischen zwei getrennten Signalpuffern (Kemp *et al.*, 1990a). Wenn die beiden Puffer völlig identisch sind, beträgt der Korrelationskoeffizient 1 und damit die Reproduzierbarkeit 100 %. Ein Signal wird allgemein als gültig akzeptiert, wenn die Reproduzierbarkeit mindestens 60 % beträgt. Die zweite Methode beruht auf der Berechnung des Spektralleistungsverhältnisses der Summe und der Differenz der beiden Signalpuffer, das als Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) bezeichnet wird. Das Durchlasskriterium für ein gültiges Signal wird in der Regel auf ein SNR von 6 dB festgelegt. Das dritte Signalvalidierungsverfahren basiert auf einem statistischen Binomialtest, der die statistische Wahrscheinlichkeit bestimmt, dass eine Emission aufgezeichnet wurde. Die Binomialstatistik reduziert das aufgezeichnete Signal auf binäre Ereignisse und nutzt das Wissen über die erwartete Verteilung dieser Ereignisse (Binomialverteilung) (Giebel, 2001).

Die interindividuelle Varianz des TEOAE-Pegels ist hoch mit einer Standardabweichung von über 10 dB (Kemp *et al.*, 1986; Probst *et al.*, 1987; Bonfils und Uziel, 1989; Smurzynski und Kim, 1992). Die intraindividuelle Varianz ist jedoch mit einer Standardabweichung von etwa 1 dB recht gering (Harris *et al.*, 1991).

Bei der Aufzeichnung von TEOAEs können Stimulusartefakte in zwei Mittelungspuffern phasengleiche Signale erzeugen, was zu einer Pseudoantwort mit hoher Reproduzierbarkeit führt. Mit Hilfe von Fensterfunktionen kann der Stimulusartefakt ausgeschlossen werden, so dass die Reproduzierbarkeit des Gesamtsignals auf den interessierenden Signalabschnitt beschränkt wird (Kemp *et al.*, 1990a, Kemp *et al.*, 1990b). Es ist zu betonen, daß, da der Stimulusartefakt immer in der frühen Aufnahmeperiode auftritt, die hochfrequenten TEOAE-Komponenten aus dem basalen Bereich der Cochlea durch die Fensterung verloren gehen. Da sich der Stimulus und die hochfrequenten TEOAE-Komponenten überlagern und daher während der TEOAE-Aufnahme ausgelöscht werden müssen, können TEOAEs die OHC-Funktionalität in der basalen Region der Cochlea, d. h. oberhalb von 4 kHz, nicht messen. Daher kann ein hochfrequenter Hörverlust nicht mit Hilfe von TEOAEs nachgewiesen werden.

Außerdem können gültige TEOAE-Antworten in Ohren mit einem Hörverlust im mittleren Frequenzbereich vorhanden sein (z.B. bei einem angeborenem Hörverlust). Das Problem bei TEOAEs ist hier, dass Säuglinge mit angeborenem Hörverlust übersehen werden können und der Hörverlust erst später im Leben entdeckt wird.

Die Kalibrierung der Breitband-TEOAE-Stimuli wird nicht so stark wie die der DPOAEs durch Probleme mit stehenden Wellen beeinflusst. Außerdem werden TEOAEs in der Regel mit einem relativ hohen Klick-Pegel stimuliert, d.h. dort, wo die Cochlea-Kompression bereits die Basilarmembran-Verschiebung sättigt. Im Gegensatz zu DPOAEs muss kein Pegelverhältnis zwischen Primärtönen eingehalten werden. Dies führt dazu, dass TEOAEs weniger anfällig für Stimuluskalibrierungsfehler sind.

TEOAEs verschwinden bereits bei geringen Schallleitungshörverlusten (> 10-15 dB HL) oder leichten cochleären Hörverlusten (> 20-30 dB HL) und sind daher ein geeignetes Instrument für das (Neugeborenen-)Hörscreening [Robinette und Glatcke, 2002; Janssen, 2009; Janssen und Müller (2009)].

Um mehr frequenzspezifische und quantitative Informationen über den Hörverlust zu erhalten, werden DPOAE- oder ASSR-Schwellenmessungen empfohlen.

Es stehen zwei TEOAE-Workflows zur Verfügung:

- **TEOAE Quick** ermöglicht einfache TEOAE-Tests mit einem automatisierten statistischen Algorithmus zur Erkennung von Reaktionen mit festen Erkennungskriterien. TEOAE Quick bewertet die Funktion der äußeren Haarzellen der Cochlea auf qualitativere Weise. Der Test kann binaural durchgeführt werden, wenn zwei Ohrsonden angeschlossen werden. Dadurch wird die Testzeit um den Faktor zwei verkürzt.
- **TEOAE Diagnostic** ermöglicht eine tiefgreifendere Prüfung zur Bewertung der Reaktionen in fünf Halboctav-Frequenzbändern um 1, 1,5, 2, 3 und 4 kHz und bei verschiedenen Stimuluspegeln. Es können benutzerdefinierte Kriterien festgelegt werden, d. h. SNR-Kriterien (6 oder 9 dB) für jedes Frequenzband und ein Gesamtdurchlasskriterium (Anzahl der durchgelassenen Frequenzbänder für Gesamtdurchlass: 3/5, 4/5, 5/5).

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie den TEOAE-Test, den Sie durchführen möchten, aus dem Modalauswahlbildschirm aus, d.h. *TEOAE Quick* oder *TEOAE Diagnostic*. Wenn mehr als ein OAE-Test lizenziert ist, finden Sie *TEOAE Quick* und *TEOAE Diagnostic* im Abschnitt *OAE*. Ändern Sie bei TEOAE Diagnostic ggf. die Parameter (z.B. Einzelband-SNR-Kriterium, Gesamtpass-Kriterium) nach Bedarf. Bitte beachten Sie, dass die Wahl des SNR- und des Pass-Kriteriums das gesamte Testergebnis beeinflusst, d.h. unterschiedliche Einstellungen können zu unterschiedlichen Gesamtergebnissen führen. Je strenger die gewählten Kriterien sind, desto ausgeprägter muss die TEOAE-Antwort sein, um ein gültiges Ergebnis zu erhalten. Die Kriterien werden zusammen mit den Ergebnisdaten gespeichert und können nachträglich nicht mehr geändert werden.

Der Patient sollte ruhig sein und bequem auf einem Stuhl sitzen oder auf einem Bett liegen. Bei Säuglingen versuchen Sie, den Patienten im Schlaf zu testen. Vergewissern Sie sich, dass eine gültige Ohrsonde (z.B. EP-TE, EP-DP oder EP-LT) angeschlossen ist und dass das Kabel der Ohrsonde nicht an irgendwelchen Materialien wie z.B. der Kleidung reibt. Wählen Sie einen Ohrstöpsel mit der passenden Größe für die Sondenspitze und die Größe des Gehörgangs des Patienten. Achten Sie darauf, dass die Ohrsonde so eingeführt wird, dass keine Leckage zwischen Ohrsonde und Gehörgang entsteht. Wenn die Ohrsonde nicht richtig eingeführt ist oder die Kanäle der Ohrsonde blockiert sind, erscheint eine Warnung.

Wählen Sie das zu prüfende Ohr (*Rechts+Links*: gleichzeitige Messung des rechten und linken Ohrs - nur verfügbar, wenn zwei Ohrsonden angeschlossen sind). Bevor die Messung beginnt, wird der Kalibrierungsbildschirm angezeigt (siehe *Abbildung 32*). Im Expertenmodus der Kalibrierungsansicht (Konfiguration in den *TEOAE-Voreinstellungen*) werden während der Kalibrierung die Parameter Stimuluspegel, Symmetrie zwischen beiden Kanälen (nicht für die Einkanal-Ohrsonde EP-TE) und Leckage überprüft (grünes

Häkchen: ok, graues Ø: nicht ok) ①. Wenn die Stimulus- und Symmetriekriterien erfüllt sind, die Dichtigkeitsprüfung jedoch nicht, kann die Kalibrierung nach einiger Zeit mit der Vorwärts-Taste ② übersprungen werden. Wenn alle drei Kriterien erfüllt sind, wird das Kalibrierungsdiagramm grün. In der *einfachen* Kalibrierungsansicht (Konfiguration in den *TEOAE-Voreinstellungen*) wird während der Kalibrierung ein Ampelstatus angezeigt. Solange nicht alle Kalibrierkriterien erfüllt sind, bleibt die Ampel rot oder gelb. Wenn alle Kriterien erfüllt sind, wird die Ampel grün. Nach erfolgreicher Ohrsondenkalibrierung startet die Messung automatisch.



Abbildung 32: TEOAE-Ohrsondenkalibrierung (oben links: Expertenmodus monaural; oben Mitte: Expertenmodus monaural mit Skip-Option; oben rechts: Expertenmodus binaural; unten links/mittig: einfacher Modus monaural; unten rechts: einfacher Modus binaural)

Eine nichtlineare Breitband-Klickstimulussequenz wird für TEOAE Quick mit einem festen Pegel (85 dB peSPL) und für TEOAE Diagnostic mit einem benutzerdefinierten Pegel dargeboten. Die Reaktion wird über das Mikrofon der Ohrsonde erfasst.

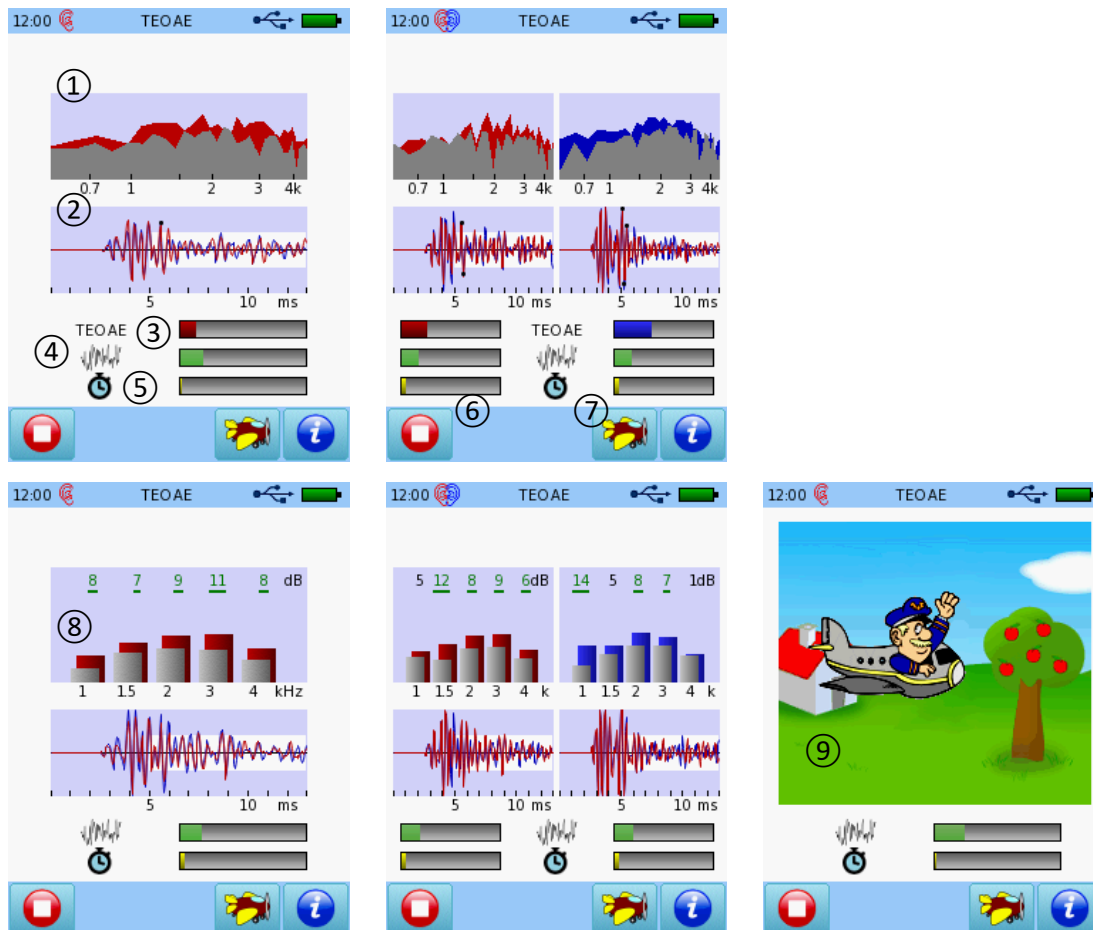


Abbildung 33: TEOAE-Messung (oben: TEOAE Quick; unten: TEOAE Diagnostic; links: monaural; rechts: binaural; unten ganz rechts: Cartoon-Modus)

Während der Messung (siehe Abbildung 33) werden der Gesamtfortschritt der Messung ⑤ und das Grundrauschen ④ angezeigt. Das Grundrauschen ist ein Indikator für die Angemessenheit der Messbedingungen. Bei guten Messbedingungen sollte der Balken des Grundrauschens im unteren Viertel bleiben. Ist der Balken höher, sind die Umgebungsgeräusche möglicherweise zu hoch, der Patient ist nicht ruhig genug (z.B. schluckt, bewegt sich), oder das Ohrsondenkabel reibt z.B. an der Kleidung. Wenn die Dichtigkeitsprüfung in den TEOAE-Voreinstellungen aktiviert ist und das Kriterium während des Tests nicht erfüllt wird (z.B. wenn die Sonde aus dem Gehörgang rutscht), wird anstelle des grünen Rauschbalkens die Warninformation "instabil" angezeigt. Die Gesamtmesszeit hängt von den Testbedingungen ab, d.h. je höher das Grundrauschen, desto geringer die Geschwindigkeit des Fortschrittsbalkens.

Die Zeitbereichsantwort (gemittelt in zwei Puffern, Zeitfenster von 5 bis 13 ms) ② und das Frequenzspektrum (Signal: roter Bereich (rechtes Ohr), blauer Bereich (linkes Ohr), Rauschen: grauer Bereich) werden während der Messung angezeigt. Für TEOAE Quick wird ein kontinuierliches Spektrum ① und ein TEOAE-Gültigkeitsbalken ③ angezeigt. Bei TEOAE Diagnostic wird das Spektrum getrennt für die verschiedenen Frequenzbänder zusammen mit den aktuellen SNR-Werten ⑧ angezeigt. Ein Cartoon-Modus (Flugzeug oder anderes Objekt, das durch eine Landschaft im Comic-Stil ⑨ fliegt) kann durch Drücken der Flugzeug-Taste ⑦ aktiviert werden. Der Cartoon-Modus ist vor allem dazu gedacht, das Interesse eines Kindes zu wecken und damit die Geräuschkulisse während eines Tests zu verbessern. Der Test kann vom Prüfer mit der Stopptaste ⑥ abgebrochen werden.

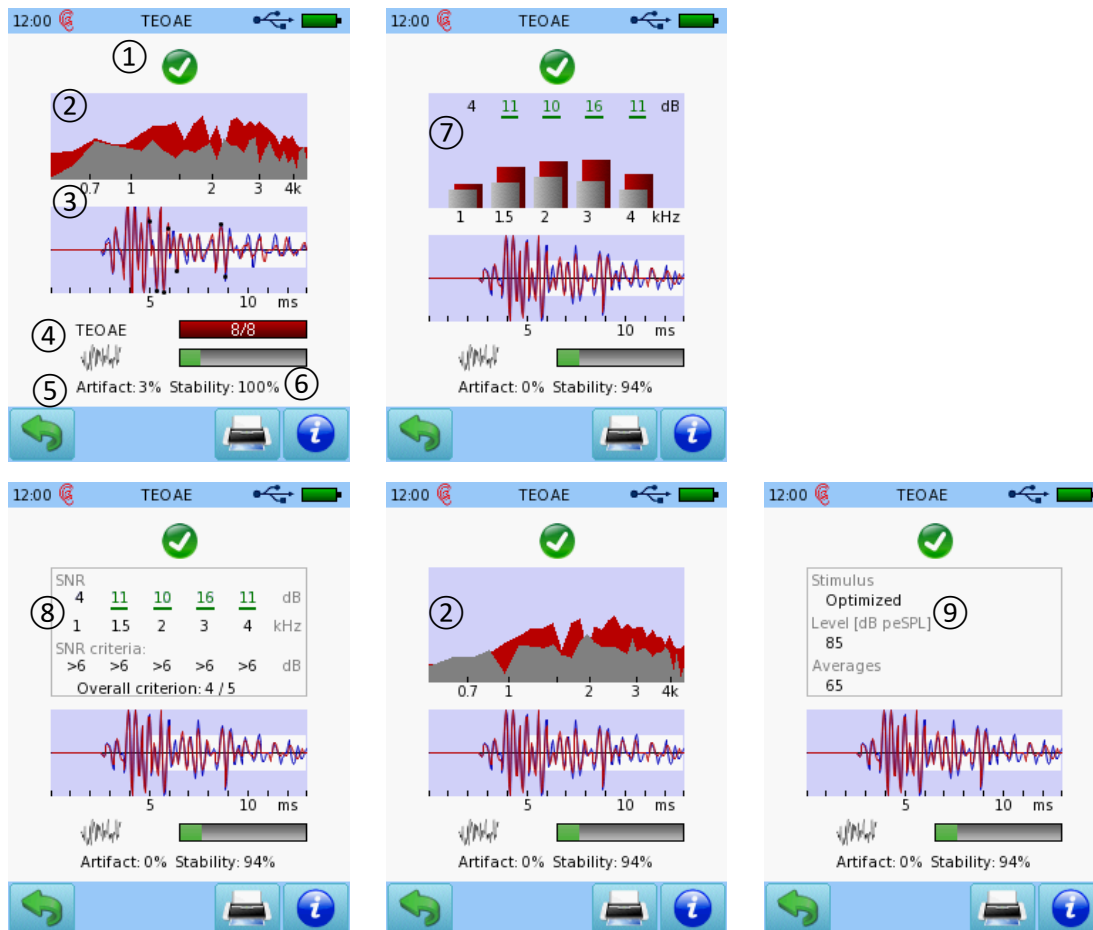


Abbildung 34: TEOAE-Ergebnis (oben links: TEOAE Quick; oben rechts: TEOAE Diagnostic Frequenzbandansicht; unten links: SNR-Ansicht, unten Mitte: Spektrum-Ansicht, unten rechts: Parameter-Ansicht)

Nach Abschluss des Tests zeigt der Ergebnisbildschirm (siehe *Abbildung 34*) den Status des Gesamtergebnisses (1) an (grünes Symbol bei Erreichen des Testkriteriums, rotes Symbol bei Nichterreichen; Abbruch der Messung durch den Benutzer wird durch ein gelbes Fragezeichen-Symbol angezeigt). Zur weiteren Analyse werden das Spektrum von Antwortsignal und Rauschen (TEOAE Quick: kontinuierliches Spektrum (2); TEOAE Diagnostic: Frequenzbänder (7)) und das Zeitsignal (3) zusammen mit Qualitätsdaten, d.h. Rauschpegel (5), Artefaktrate und Stimulusstabilität (6), angezeigt. Bei TEOAE Quick kann die statistische Validität aus dem TEOAE-Validitätsbalken (4) abgelesen werden. Bei TEOAE Diagnostic können durch Drücken des Ergebnisbildschirms zusätzliche Ergebnisansichten angezeigt werden, d. h. SNR und Gesamtpassierkriterien (8), kontinuierliches Spektrum (2) und Testparameter (Stimulustyp, Pegel und gemittelt) (9).

Wenn kein gültiges Ergebnis festgestellt wird und die Artefaktrate mehr als 20 % oder die Stimulusstabilität weniger als 80 % beträgt, versuchen Sie bitte, mögliche Ursachen zu beseitigen (z.B. Umgebungsgeräusche, ungünstige Platzierung der Ohrsonde) und starten Sie die Messung erneut.

LITERATUR

- Bonfils P, Uziel A (1989): Clinical applications of evoked acoustic emissions: results in normally hearing and hearing-impaired subjects, *Annals of Otolaryngology, 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 Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAEs)

METHODIK

Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAEs) stellen kubische Verzerrungen der äußeren Haarzellen (OHC) dar, wenn sie gleichzeitig durch zwei Töne f_1 (niedrige Frequenz) und f_2 (hohe Frequenz) stimuliert werden (siehe *Abbildung 29*). DPOAEs entstehen direkt aus der frequenzselektiven kompressiven Nichtlinearität von OHCs (Brownell *et al.*, 1985; Kemp *et al.*, 1986). Die beiden Primärtöne interagieren in der Cochlea im Bereich der Überlappung der Wanderwellen der beiden Primärtöne in der Nähe der charakteristischen Stelle von f_2 . Daher können DPOAEs zur frequenzspezifischen Bewertung von Cochlea-Dysfunktionen an der Stelle f_2 eingesetzt werden. Beim Menschen können sowohl quadratische (z.B. $f_2 - f_1$) als auch kubische Verzerrungsprodukte (z.B. $2f_1 - f_2$) erkannt werden. Die kubische Verzerrungskomponente $2f_1 - f_2$ liefert die höchste Amplitude und wird daher hauptsächlich in der audiologischen Diagnostik verwendet (Gorga *et al.*, 2000). Die DPOAE-Amplituden reichen typischerweise von etwa 20 dB SPL bis hinunter zum Grenzschallpegel, d.h. etwa -20 dB SPL. DPOAEs liefern quantitative und frequenzspezifische Informationen über die Reichweite und die Betriebscharakteristik des Cochlea-Verstärkers, d.h. über die Empfindlichkeit, Kompression und Frequenzselektivität des Hörorgans. Insbesondere extrapolierte DPOAE-I/O-Funktionen (siehe *Abbildung 35*) ermöglichen es, den Verlust der cochleären Empfindlichkeit und Kompression zu beurteilen (Janssen und Müller, 2008). Die Anzahl der OHCs, die zur DPOAE-Erzeugung beitragen, hängt von der Größe des Überlappungsbereichs ab, der durch die Primärtonpegel L_1 und L_2 sowie das Frequenzverhältnis f_2 / f_1 bestimmt wird. Ein Frequenzverhältnis von etwa 1,2 hat sich als optimal erwiesen. Es wurden verschiedene Verhältnisse der Primärtonpegel vorgeschlagen. Eine Einstellung des Primärtonpegels, die die unterschiedliche Kompression der Primärton-Wanderwellen an der Stelle f_2 berücksichtigt, ist das Scherenparadigma (Whitehead *et al.*, 1995; Kummer *et al.*, 2000; Boege und Janssen, 2002). Aufgrund der steilen Neigung der sich ausbreitenden Welle in Richtung der Cochlea-Spitze befindet sich der Ort der maximalen Interaktion in der Nähe der Stelle f_2 in der Cochlea. Um eine optimale Überlappung der Primärton-Wanderwellen bei konstantem Frequenzverhältnis zu erhalten, muss der Primärton-Pegelunterschied mit abnehmendem Stimuluspegel erhöht werden. Dies führt dazu, dass die Abnahme von L_1 geringer ist als die Abnahme von L_2 (siehe *Abbildung 35*).

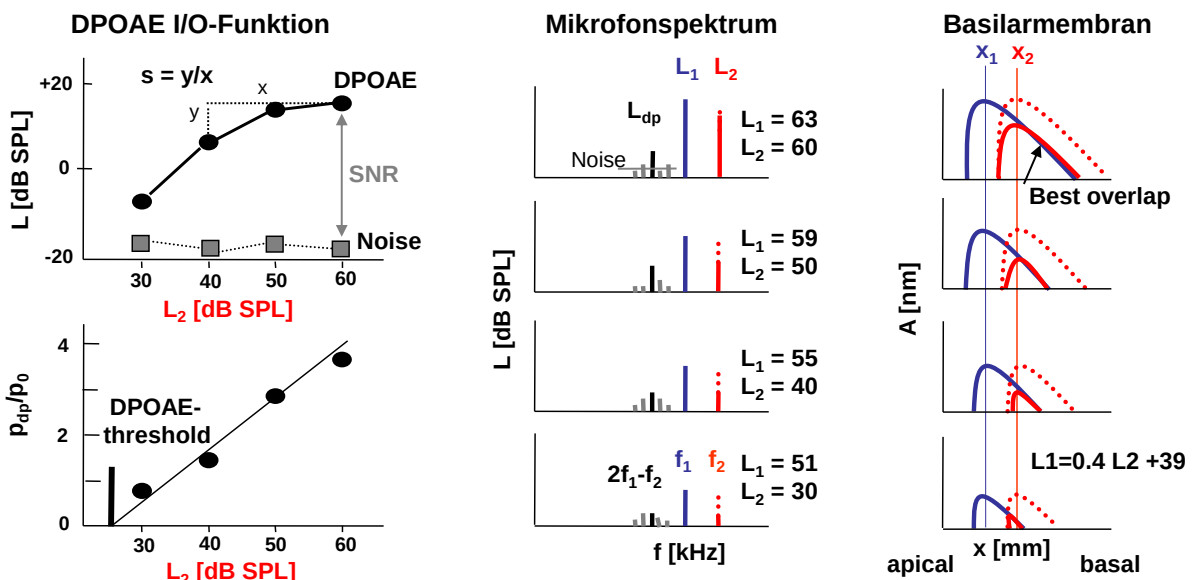


Abbildung 35: Schematischer Überblick über die DPOAE-Erzeugung bei verschiedenen Einstellungen des Primärtonpegels: Scherenparadigma (durchgezogene Linien), $L_1 = L_2$ (gepunktete Linien)

Trotz der Tatsache, dass DPOAEs in erster Linie die OHC-Aktivität an der Stelle f_2 widerspiegeln sollen, gibt es Hinweise darauf, dass DPOAEs von zwei verschiedenen Cochlea-Quellen erzeugt werden (Whitehead *et al.*, 1992; Brown *et al.*, 1996; Shera und Guinan, 1999). Wie bereits erwähnt, befindet sich die erste Quelle, deren Wirkung eigentlich gemessen werden soll, im Bereich der Überlappung der Wanderwellen der beiden Primärtöne in der

Nähe der Stelle f_2 und ist auf Intermodulationsverzerrungen zurückzuführen. Die zweite Quelle, die sich unbeabsichtigt konstruktiv oder destruktiv zur Emission der ersten Quelle hinzufügt, befindet sich an der charakteristischen Frequenzstelle der Emission bei $2f_1 - f_2$ und ist auf die Reflexion von Energie zurückzuführen, die sich apikal aus dem Überlappungsbereich bei f_2 ausgebreitet hat. Somit ergibt die Energie aus beiden interagierenden Quellen das zusammengesetzte DPOAE-Signal, das tatsächlich im äußeren Gehörgang aufgezeichnet wird. Der Einfluss der zweiten DPOAE-Quelle kann bei der Überwachung des DPOAE-Pegels über die Frequenz mit einem engen Frequenzabstand von f_2 (DPOAE-Feinstruktur) beobachtet werden.

Es gibt mehrere objektive Methoden zur Trennung des DPOAE-Signals vom Hintergrundrauschen und zur automatischen Bewertung der Gültigkeit einer aufgezeichneten Emission. Die erste Methode basiert auf der Berechnung des Grundrauschpegels durch Mittelung der Pegel mehrerer benachbarter Frequenzkomponenten um die DPOAE-Frequenzkomponente herum, wobei das SNR durch die Differenz zwischen dem Emissionspegel und dem Grundrauschpegel angegeben wird. Das SNR-Kriterium wird normalerweise auf 6 dB festgelegt. Das zweite Datenvalidierungsverfahren basiert auf der Phasenstatistik, mit der die Kopplung der Phase der DPOAE-Komponente an die Phase der Primärtöne überprüft wird. Die Phasenstatistik bildet den Durchschnitt der normalisierten Phasenvektoren des bei der bekannten DPOAE-Frequenz empfangenen Signals. Wie die Binomialstatistik kann die Vektorsumme als Wahrscheinlichkeitswert skaliert werden, was definierte und sehr hohe Empfindlichkeiten ermöglicht. Ein typisches Signifikanzniveau liegt bei über 99 % pro Einzelfrequenztest.

Die intra-individuelle Varianz des DPOAE-Pegels ist mit einer Standardabweichung von unter 2 dB recht gering (Johnsen und Elberling, 1982a,b). Wiederholte DPOAE-Messungen mit unveränderter Schallsondenposition zeigten eine exponentiell ansteigende Standardabweichung des DPOAE-Pegels mit zunehmendem SNR (Janssen *et al.*, 2005a). Zum Beispiel beträgt die Standardabweichung bei einem SNR von 10 dB 1,8 dB, bei einem SNR von 20 dB 0,7 dB und bei einem SNR von 40 dB 0,1 dB. Dies bedeutet, dass die Zuverlässigkeit der DPOAE-Messung umso höher ist, je höher das SNR ist. Dieses Erkenntnis ist wichtig für die Bewertung kleiner DPOAE-Veränderungen. Für die klinische Praxis sind wiederholte DPOAE-Messungen mit veränderter Schallsondenposition relevant. Die Standardabweichung des DPOAE-Pegels betrug etwa 1,6 dB (Müller *et al.*, 2005), wenn die Position der Schallsonde zwischen den Messungen geändert wurde.

DPOAE-Gramme stellen den DPOAE-Pegel L_{dp} als Funktion von f_2 (dem Hauptort der DPOAE-Erzeugung) für eine ausgewählte Kombination von Primärtonpegeln L_1 und L_2 dar. Es sollte betont werden, dass DPOAE-Gramme die Empfindlichkeit des Cochlea-Verstärkers (CA) am besten widerspiegeln, wenn sie bei schwelennahen Reizpegeln aufgezeichnet werden (Janssen *et al.*, 1998; Kummer *et al.*, 1998; Dorn *et al.*, 2001). Bei normalem Gehör (normaler CA) liegen die DPOAE-Gramme bei hohen Reizpegeln nahe beieinander und bei niedrigen Reizpegeln weiter auseinander, was die nichtlineare Schallverarbeitung der Cochlea widerspiegelt. Bei Ohren mit cochleärem Hörverlust (beeinträchtigte CA) sind die DPOAE-Gramme selbst bei hohen Reizpegeln stärker voneinander getrennt, was auf einen Verlust der CA-Kompression hinweist (Janssen *et al.*, 1998, Kummer *et al.*, 1998, Neely *et al.*, 2003).

DPOAE-Pegel-I/O-Funktionen stellen den DPOAE-Pegel L_{dp} als Funktion des Primärtonpegels L_2 für ein ausgewähltes f_2 dar und spiegeln somit die CA-Dynamik am Ort f_2 in der Cochlea wider (Dorn *et al.*, 2001). Bei normalem Hören weisen die I/O-Funktionen der DPOAE-Pegel als Reaktion auf schwache Stimuli steile Flanken auf, während die Flanken bei hohen Stimuluspegeln abnehmen, was die starke Verstärkung bei niedrigen und die abnehmende Verstärkung (Sättigung) bei mittleren Schallpegeln widerspiegelt. Dies ist jedoch nur dann der Fall, wenn eine bestimmte Reizpegel-Einstellung verwendet wird, die die unterschiedliche Kompression der Primärtöne an der Stelle f_2 berücksichtigt (Scherenparadigma: Kummer *et al.*, 2000).

DPOAE-Druck-I/O-Funktionen stellen den DPOAE-Druck p_{dp} (anstelle des DPOAE-Pegels L_{dp}) als Funktion des Primärtonpegels L_2 dar. Aufgrund der logarithmischen Abhängigkeit des DPOAE-Pegels vom Primärtonpegel besteht eine lineare Abhängigkeit zwischen dem DPOAE-Druck p_{dp} und dem Primärtonpegel L_2 (Boege und Janssen, 2002). Daher können DPOAE-Daten leicht durch eine lineare Regressionsanalyse angepasst werden.

Der Schnittpunkt der linearen Regressionslinie mit der L_2 -Achse bei $p_{dp} = 0$ Pa kann dann als Schätzwert für die Reizstärke an der **DPOAE-Schwelle** dienen (siehe *Abbildung 36*; Boege und Janssen, 2002; Gorga *et al.*, 2003). Der geschätzte Schwellenwert L_{dpth} , aufgetragen über die Frequenz f_2 , liefert ein Maß für die Schätzung der CA-Schwelle an der Stelle f_2 . Aufgrund der stehenden Wellen im äußeren Gehörgang können Reiz und Reaktion nicht immer zuverlässig bestimmt werden, so dass die DPOAE-Schwellen nicht immer mit den Reintonschwellen übereinstimmen. Dies gilt insbesondere für große Gehörgangsvolumina. Wenn dies der Fall ist, tritt eine Diskrepanz zwischen DPOAE-Schwellen und PTA-Schwellen bei Erwachsenen (abhängig von der Größe des Gehörgangs) hauptsächlich im mittleren Frequenzbereich um 3 kHz und bei den höheren Testfrequenzen (> 6 kHz) auf. Stehwelleneffekte sind bei Neugeborenen und Kleinkindern aufgrund der kürzeren Gehörgangslänge weniger wichtig (Keefe *et al.*, 1993). Der Zusammenhang zwischen OAE-Pegel und Hörschwelle - oder vielmehr das Fehlen einer solchen - wird heftig diskutiert. Früher war es üblich, Konfidenzgrenzen zu definieren, um den Grad der Sicherheit zu bestimmen, mit dem eine gemessene Reaktion entweder einem normalen oder einem beeinträchtigten Hörvermögen zugeordnet werden konnte (Gorga *et al.*, 1996; Gorga *et al.*, 2000), oder eine DPOAE-Detektionsschwelle als den Stimuluspegel zu definieren, bei dem die Reaktion dem im Gerät vorhandenen Rauschen entspricht (Dorn *et al.*, 2001). Da das Rauschen jedoch technischen Ursprungs ist (z.B. Mikrofonrauschen), entspricht die auf diese Weise ermittelte Schwelle nicht der Verhaltensschwelle. Ein relevanteres Maß ist der Schnittpunkt zwischen der extrapolierten DPOAE-I/O-Funktion und der Achse des Primärtonpegels, bei dem der Schalldruck der Antwort gleich Null ist und bei dem die OHCs daher inaktiv sind. Bei Verwendung des Scherenparadigmas zur Auslösung von DPOAEs besteht eine lineare Abhängigkeit zwischen DPOAE-Schalldruck und Primärton-Schalldruckpegel. Die geschätzte DPOAE-Schwelle L_{dpth} ist unabhängig vom Lärm und scheint enger mit der Verhaltensschwelle verbunden zu sein als die DPOAE-Erkennungsschwelle (Boege und Janssen, 2002; Gorga *et al.*, 2003; Janssen *et al.*, 2006).

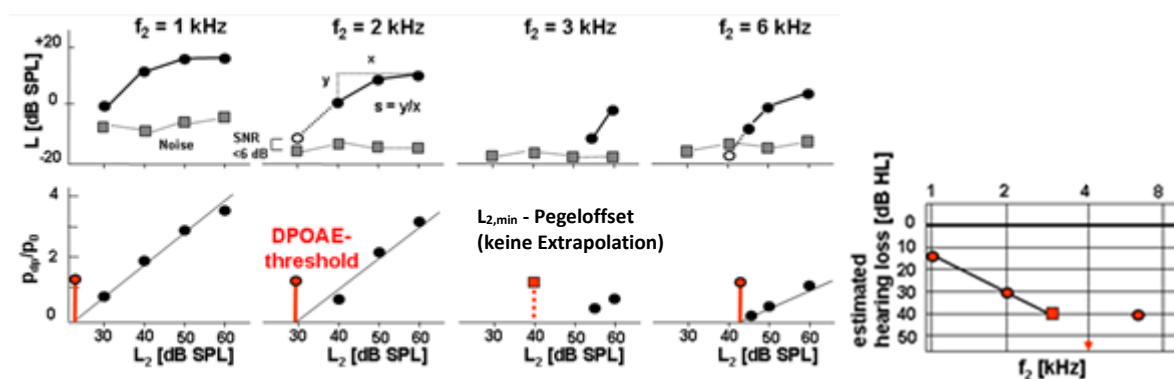


Abbildung 36: Schematischer Überblick über ein DPOAE-Audiogramm, abgeleitet aus der DPOAE-Schwellenwertschätzung

Wenn die DPOAE-Schwelle in dB Hörpegel (HL) aufgetragen wird, können die geschätzten DPOAE-Schwellen in Form eines Audiogramms (**DPOAE-Audiogramm**) dargestellt werden (siehe *Abbildung 36*). DPOAE-Audiogramme können bei Säuglingen mit einem Referenzergebnis im Neugeborenen-Hörscreening eingesetzt werden, um eine vorübergehende Schallleitungsschwerhörigkeit aufgrund einer Funktionsstörung der Eustachischen Röhre und/oder von Fruchtwasser in der Paukenhöhle aufzudecken oder um eine persistierende cochleäre Schwerhörigkeit in der Folgediagnostik zu bestätigen. Bei leichten und mittelschweren Hörverlusten sind DPOAE-Audiogramme eine Alternative zur Verhaltensaudiometrie oder zur frequenzspezifisch evozierten Antwortaudiometrie [akustische Hirnstammantworten (ABR) mit schmalbandigen Reizen, akustische Steady-State-Response (ASSR)]. Insbesondere bei Säuglingen, bei denen das konditionierte Freifeldaudiogramm nicht die tatsächliche Hörschwelle widerspiegelt, können DPOAE-Audiogramme den cochleären Hörverlust genauer als Verhaltenstests beurteilen. Außerdem kann ein einseitiger Hörverlust festgestellt werden. DPOAE-Audiogramme sind in der Lage, den Hörverlust bei verschiedenen Frequenzen innerhalb weniger Minuten quantitativ zu bewerten. Die Vorhersage eines Hörverlusts bei fünf Frequenzen durch Tone Burst ABR oder ASSR kann eine halbe Stunde und mehr dauern. Dies ist ein wesentlicher Vorteil von DPOAE gegenüber ABR oder ASSR.

Somit können DPOAE-Audiogramme als fortschrittliches Instrument zur Überbrückung der Lücke zwischen Screening und audiologischen Tests in der Pädaudiologie dienen.

Die DPOAE-Steigung, berechnet aus den DPOAE-Pegel-I/O-Funktionen (z.B. zwischen Stimuluspegeln L_2 von 40 und 60 dB SPL), zeigt die CA-Kompression an. Wird die Steigung über die Frequenz aufgetragen, kann ein Steigungsprofil erstellt werden. Bei Ohren mit cochleärem Hörverlust nimmt die Steigung s der DPOAE-Pegel-I/O-Funktion mit zunehmendem Hörverlust zu, was auf einen Verlust der CA-Kompression hinweist (Janssen *et al.*, 1998; Kummer *et al.*, 1998; Müller und Janssen, 2004; Neely *et al.*, 2003). Die DPOAE-Steigung unterscheidet sich signifikant zwischen den Hörverlustklassen (Janssen *et al.*, 2005b). Es wird berichtet, dass die DPOAE-Steigung mit der Steigung der Lautheitsfunktionen zusammenhängt (Neely *et al.*, 2003, Müller und Janssen, 2004). Es wird daher angenommen, dass die Steigung der DPOAE-I/O-Funktionen eine quantitative Bewertung der CA-Kompression ermöglicht und somit einen objektiven Rekrutierungstest darstellt. Insbesondere für die Hörgeräteanpassung bei Kindern ist eine quantitative Bewertung von Hörverlust und Rekrutierung notwendig. Mit Hilfe von DPOAE-Audiogrammen und DPOAE-Wachstumscharakteristiken des cochleärgeschädigten Ohres können zusätzliche Parameter für eine nicht-kooperative Hörgeräteanpassung bereitgestellt werden (Müller und Janssen, 2004).

Der Einfluss der zweiten DPOAE-Quelle kann beobachtet werden, wenn der DPOAE-Pegel über die Frequenz mit engem Frequenzabstand, d. h. ≤ 100 Hz, aufgetragen wird (**DPOAE-Feinstruktur**). Aufgrund der destruktiven oder konstruktiven Überlagerung der zweiten Quelle über die Frequenz kann bei Patienten mit normalem oder nahezu normalem Hörvermögen ein Muster von Einbrüchen und Spitzen in der DPOAE-Feinstruktur beobachtet werden (He und Schmiedt, 1993, 1996, 1997; Talmadge *et al.*, 1999; Mauermann *et al.*, 1999a,b). Die DPOAE-Feinstruktur kann Informationen über die Feinstruktur der verhaltensbezogenen Reintonschwellen liefern. Aufgrund der Überlagerung durch die zweite Quelle ist die Korrelation zwischen den beiden Messungen jedoch nicht eindeutig. Darüber hinaus ist die DPOAE-Feinstruktur Berichten zufolge in der Lage, eine Beeinträchtigung der OHC in einem sehr frühen Stadium aufzuzeigen, d. h. in einem frühen Stadium des Hörverlusts, z.B. aufgrund einer übermäßigen Lärmexposition oder der Verabreichung ototoxischer Arzneimittel. Es wird berichtet, dass Spitzen und Einbrüche der DPOAE-Feinstruktur und damit offenbar auch der Einfluss der zweiten Quelle bei Patienten mit zunehmendem Hörverlust verschwinden (Mauermann *et al.*, 1999b). In Ohren mit frühem Hörverlust ist die zweite Quelle zumindest an einigen Stellen der Cochlea aktiv. Bei der klinischen Bewertung von DPOAE-I/O-Funktionen verschlechtert die Störung durch die zweite DPOAE-Quelle die Interpretierbarkeit und die Genauigkeit der abgeleiteten Maße wie DPOAE-Schwelle und Kompression, so dass eine Eliminierung der zweiten Quelle deren Zuverlässigkeit verbessern dürfte. Dies kann bis zu einem gewissen Grad durch die Unterdrückung der zweiten DPOAE-Quelle geschehen, indem das Ohr gleichzeitig mit einem Ton oberhalb der Schwelle mit einer Frequenz nahe $2f_1 - f_2$ (Heitmann *et al.*, 1998), durch die Anwendung einer Fenstertechnik (Mauermann und Kollmeier, 2004), durch eine Onset-Dekompositionstechnik (Dalhoff *et al.*, 2013) oder wie von PATH MEDICAL vorgeschlagen durch frequenzmodulierte Primärtöne (Lodwig, 2012, 2013 a,b) stimuliert wird. Bei der Anwendung einer DPOAE-Unterdrückungstechnik müssen hohe Suppressortonpegel verwendet werden, um den Einfluss der zweiten Quelle zu reduzieren. Dies hat zur Folge, dass OHCs in der Nachbarschaft des Ortes $2f_1 - f_2$ betroffen sind, was zu einer weniger frequenzspezifischen Bewertung des Hörverlustes führt. Der Nachteil der Fenstertechnik ist, dass diese Methode sehr zeitaufwendig ist. Die Onset-Dekompositionstechnik scheint in der Lage zu sein, die Cochlea-Hörschwelle in kurzer Zeit mit hoher Genauigkeit vorherzusagen. Allerdings wurde diese Technik bisher nur bei normalhörenden Patienten und in einem begrenzten Frequenzbereich (1,4 bis 2,6 kHz) angewandt.

Die **FMDPOAE™** Messtechnik wurde von PATH MEDICAL (Lodwig, 2012, 2013 a,b, 2014 a,b) entwickelt, um den Einfluss der zweiten DPOAE-Quelle zu unterdrücken. Die Primärtonfrequenzen werden über die Zeit variiert, wobei $f_1(t) = f_{1\text{norm}} + d_1(t)$ und $f_2(t) = f_{2\text{norm}} + d_2(t)$, was zu $f_{\text{dp}}(t) = 2 * f_1(t) + f_2(t)$ führt. Die Primärtonfrequenzen sind zwischen ± 50 Hz bei 1 kHz und ± 100 Hz bei 4 kHz mit einer Modulationsrate von 1,4 bis 1,6 Hz verschoben. Durch die damit verbundene Phasenverschiebung wird der Einfluss der zweiten Quelle, der die DPOAE-Detektion und damit auch die DPOAE-Schwellenabschätzung insbesondere bei Feinstrukturminima verschlechtern kann,

reduziert. Außerdem wird durch die Frequenzmodulation die Zahl der stimulierten OHCs erhöht, was zu einem höheren DPOAE-Niveau führt. Somit benötigt FMDPOAE keine zusätzlichen Stimuli und verlängert die Testzeit nicht. FMDPOAE scheint das Potenzial zu haben, sowohl die Screening- als auch die diagnostische DPOAE-Testleistung erheblich zu verbessern.

Es wird berichtet, dass DPOAEs bei einem Schallleitungshörverlust von bis zu 20 bis 25 dB HL und einem cochleären Hörverlust von bis zu 40 bis 50 dB HL messbar sind, was ungefähr dem Bereich des cochleären Verstärkers entspricht (Davis, 1983; Ruggero *et al.*, 1997).

Im Allgemeinen sind die wichtigsten klinischen Anwendungen von DPOAE die Folgediagnostik nach dem (Neugeborenen-)Hörscreening, die Beurteilung des Verlusts der Empfindlichkeit (Cochlea-Schwelle) und der Kompression (Rekrutierung) von OHC-Verstärkern, die Erkennung von Cochlea-Schäden im Frühstadium bei übermäßiger Lärmexposition oder der Verabreichung ototoxischer Medikamente sowie die Anpassung von Hörgeräten, insbesondere bei Kleinkindern.

Das DPOAE-Neugeborenen-Hörscreening wird in der Regel im mittleren Frequenzbereich (z.B. zwischen 1,5 und 4 kHz) durchgeführt. Hochfrequenztests sind aufgrund des Stehwellenproblems und der Einschränkungen des elektroakustischen Wandlers weniger zuverlässig. Unterhalb von 1 kHz ist der SNR unzureichend. Ziel des Hörscreenings im Kindesalter ist es, nicht offensichtliche Hörstörungen zu erkennen, die für das betreffende Kind eine erhebliche Behinderung darstellen können. Hörscreening-Tests im Vorschulalter sollten mehr frequenzspezifische und quantitative Informationen über den Hörverlust liefern, wie sie in einem DPOAE-Audiogramm verfügbar sind.

Es stehen zwei DPOAE-Workflows zur Verfügung:

- **DPOAE Quick/Diagnostic** ermöglicht eine frequenzspezifische Messung von DPOAEs bei einem oder mehreren Stimuluspegeln. Für jede ausgewählte Frequenz/Reizpegel-Kombination wird ein Antwort-Erkennungsstatus (gültige/ungültige Antwort) geliefert. *DPOAE Quick* bezieht sich auf eine Messung auf einer Screening-Ebene, während *DPOAE Diagnostic* sich auf eine Messung auf mehreren Ebenen bezieht. Es können benutzerdefinierte Kriterien festgelegt werden, z.B. SNR-Kriterien (6, 9 oder 12 dB) und für *DPOAE Quick* ein allgemeines Bestehenskriterium (Anzahl der gültigen Antworten: x aus y).
- **DPOAE Threshold** ermöglicht eine frequenzspezifische Bestimmung der cochleären Hörschwellen durch Messung der DPOAEs mit adaptiver PegelEinstellung. Die Schätzung des cochleären Hörverlusts anhand der extrapolierten DPOAE-I/O-Funktionen ermöglicht eine quantitative Bewertung der Funktion/Dysfunktion der äußeren Haarzellen. Vor jeder Messung bei einer bestimmten Frequenz wird ein automatisches Verfahren zur Frequenz- und Pegeloptimierung durchgeführt.

DPOAE-Tests können binaural durchgeführt werden, wenn zwei Ohrsonden angeschlossen werden. Dadurch wird die Testzeit um den Faktor zwei verkürzt. Mit den oben genannten Standardmodulen können DPOAEs bei Frequenzen f_2 von 1 bis 8 kHz gemessen werden (für die DPOAE-Diagnostic mit *DPHIREs* wird der Frequenzbereich erweitert).

Für Sentiero Desktop-Geräte sind druckbeaufschlagte DPOAEs verfügbar. Diese Funktion ermöglicht die Messung von DPOAEs mit statischem Druck-Offset, um eine Verschiebung der maximalen Mittelohr-Compliance zu kompensieren. Die Verwendung von druckbeaufschlagten DPOAEs kann die Erkennbarkeit von DPOAEs bei Patienten mit abnormalem Tympanogramm verbessern (siehe z.B. Zebian *et al.*, 2013; Beck *et al.*, 2016).

Es sind mehrere Modulerweiterungen verfügbar, die spezifische zusätzliche Funktionen bieten:

- **Multifrequenz-DPOAE** ermöglicht die gleichzeitige Messung von DPOAEs bei mehreren Primärtonpaaren (Zurek und Rabinowitz, 1993; Lodwig, 2013b). Um eine Überlagerung der Wanderwellen der Tonpaare ($f_{11} : f_{21}$, $f_{12} : f_{22}$, $f_{13} : f_{23}$, ...) auf der Basilarmembran zu vermeiden, sollten

die Frequenzen der Tonpaare $f_{1i} : f_{2i}$ einen deutlichen Abstand von mindestens einer Oktave haben. Der Frequenzabstand der Primärtöne wird automatisch kontrolliert.

- **FMDPOAE™** ermöglicht die Messung von DPOAEs mit frequenzmodulierten Primärtönen, was den Einfluss der zweiten DPOAE-Quelle verringern soll und daher die Zuverlässigkeit der DPOAE-Erkennung und damit der Hörschwellenschätzung verbessern dürfte.

Erweiterung nur auf *DPOAE Diagnostic*:

- **DPOAE High Resolution** ermöglicht die DPOAE-Messung bei frei wählbaren Start- und Stoppfrequenzen von 0,8 bis 10 kHz und frei wählbarer linearer oder logarithmischer Schrittweite. Dies ermöglicht zum einen die Messung von DPOAE-Grammen in einem benutzerdefinierbaren Frequenzbereich und zum anderen die Messung der DPOAE-Feinstruktur mit engen Frequenzabständen.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie den DPOAE-Test, den Sie durchführen möchten, aus dem Modalauswahlbildschirm aus, d. h. *DPOAE Quick*, *DPOAE Diagnostic* oder *DPOAE Threshold*. Wenn mehr als ein OAE-Test lizenziert ist, können *DPOAE Quick*, *DPOAE Diagnostic* und *DPOAE Threshold* im OAE-Bereich gefunden werden. Wählen Sie die Voreinstellung, die Sie durchführen möchten. Ändern Sie ggf. die Parameter (z.B. f_2 Frequenz; für *DPOAE Quick/Diagnostic*: L_2 level, SNR criterion; für *DPOAE Quick*: overall pass criterion; für *DPOAE Diagnostic*: L_2/L_1 setup, minimum L_{dp} , timeout) und der Name der Voreinstellung nach Bedarf. Für die Einstellung des L_2/L_1 Pegels empfiehlt PATH MEDICAL die Verwendung der Einstellung *Auto*, die optimierte Primärtonpegel ähnlich dem Scherenparadigma von Kummer *et al.* (2000) liefert. Sie können entweder den adaptiven Timeout (das Timing wird vom Gerät gesteuert) oder den manuellen Timeout mit einer minimalen und maximalen Messzeit wählen. Bitte beachten Sie, dass eine Verdopplung der Messzeit einer Erhöhung des SNR um bis zu 3 dB entspricht. Falls lizenziert, können der FMDPOAE- und der Mehrkanal-DPOAE-Modus aktiviert werden, um die DPOAE-Zuverlässigkeit bzw. die Messzeit zu verbessern. Für die *DPOAE-Diagnose* kann die Option "*DPOAE High Resolution*" mit linearer oder logarithmischer Schrittweite zur Messung der DPOAE-Gramme in einem benutzerdefinierten Frequenzbereich oder zur Messung der DPOAE-Feinstruktur verwendet werden. Wenn Feinstruktureigenschaften untersucht werden sollen, sollte FMDPOAE deaktiviert werden. In allen anderen Fällen empfiehlt es sich, FMDPOAE zu aktivieren.

Der Patient sollte ruhig sein und bequem auf einem Stuhl sitzen oder auf einem Bett liegen. Versuchen Sie bei Säuglingen, den Patienten im Schlaf zu testen. Vergewissern Sie sich, dass eine gültige Ohrsonde (z.B. EP-DP, EP-VIP) angeschlossen ist und dass das Kabel der Ohrsonde nicht an irgendwelchen Materialien wie z.B. der Kleidung reibt. Wählen Sie einen Ohrstöpsel mit der passenden Größe für die Sondenspitze und die Größe des Gehörgangs des Patienten. Achten Sie darauf, dass die Ohrsonde so eingeführt wird, dass keine Leckage zwischen Ohrsonde und Gehörgang entsteht. Wenn die Ohrsonde nicht richtig eingeführt ist oder die Kanäle der Ohrsonde blockiert sind, erscheint eine Warnung.

Wählen Sie das zu prüfende Ohr (*Rechts+Links*: gleichzeitige Messung des rechten und linken Ohrs). Nach erfolgreicher Kalibrierung der Ohrsonde (siehe *Abbildung 32*), beginnt die Messung. Weitere Informationen zur Ohrsondenkalibrierung finden Sie in Abschnitt [3.2.3: Transient evozierte otoakustische Emissionen \(TEOAEs\)](#). Der Ansichtsmodus für die Ohrsondenkalibrierung kann in den *DPOAE-Voreinstellungen* konfiguriert werden. Die DPOAE-Stimuli werden entsprechend den Parametereinstellungen dargeboten und die Reaktion wird über das Ohrsondenmikrofon erfasst. Während der DPOAE-Quick-/Diag-messung werden die folgenden Bildelemente angezeigt:

DPOAE Quick (siehe *Abbildung 37, oben*):

- DPOAE-Gültigkeitsbalken ① für alle ausgewählten f_2 am aktuell getesteten L_2 (die Balkenfarbe entspricht dem Ohr: rot: rechtes Ohr, blau: linkes Ohr)

DPOAE-Diagnostic (siehe *Abbildung 37, unten*):

- DPOAE-Gültigkeit ① und Timeout-Balken ④ für derzeit geprüfte Kombinationen f_2/L_2

- Antwortstatusmatrix ⑤ (wird für das rechte bzw. linke Ohr angezeigt, wenn der Bildschirm auf der linken bzw. rechten Bildschirmseite gedrückt wird): zeigt für jedes f_2/L_2 an, ob eine DPOAE gültig (grünes Häkchen), ungültig (roter Ø) oder übersprungen (grauer Ø) ist.
- DPOAE-Gramm ⑩ (nur DPOAE mit hoher Auflösung - siehe *Abbildung 38*) (wird für das rechte oder linke Ohr angezeigt, wenn der Bildschirm auf der linken bzw. rechten Seite gedrückt wird)

DPOAE Quick/Diagnostic

- Gesamtfortschrittsbalken ②
- Rauschpegel ③

DPOAE-Schwelle (siehe *Abbildung 39*):

- DPOAE-Gültigkeit ① und Timeout-Balken ② für derzeit geprüfte Kombinationen f_2/L_2
- Rauschpegel ③
- Teststatus Pegel-Frequenz-Matrix ⑪: gefüllte vertikale Balken zeigen an, bei welchem Mindestpegel eine gültige DPOAE erkannt wurde, offene Kästchen zeigen an, bei welchem f_2/L_2 gerade eine DPOAE-Messung läuft
- DPOAE-Audiogramm ⑫ (wird für das rechte oder linke Ohr angezeigt, wenn der Bildschirm auf der unteren bzw. oberen Seite gedrückt wird)

Bitte beachten Sie, dass die Option *FMDPOAE* keinen Einfluss auf den Messbildschirm hat. Für binaurale und multifrequente Messungen ist die Benutzeroberfläche so angepasst, dass alle gleichzeitig aufgezeichneten Daten auf einem einzigen Bildschirm zu sehen sind.

Erreicht der DPOAE-Gültigkeitsbalken die volle Amplitude, wird eine gültige DPOAE erkannt. Erreicht der Fortschrittsbalken die volle Amplitude, ist die Messzeitüberschreitung erreicht. Das Grundrauschen ist ein Indikator für die Angemessenheit der Testbedingungen. Bei guten Testbedingungen sollte der Balken des Grundrauschens im unteren Viertel bleiben. Ist der Rauschpegel höher (der Rauschbalken färbt sich allmählich rot), sind die Umgebungsgeräusche zu hoch, der Patient ist möglicherweise nicht ruhig genug (Schlucken, Bewegung) oder das Ohrsondenkabel reibt z.B. an der Kleidung. Während der Messung wird die Reizstabilität mit Hilfe eines niederfrequenten Sontentons beobachtet. Verschlechtert sich die Reizstabilität, z.B. durch Bewegung der Ohrsonde, wird der Kalibriervorgang der Ohrsonde neu gestartet. Nach erfolgreicher Neu-Kalibrierung wird die Messung fortgesetzt.

Tests können pausiert und nach einer Pause fortgesetzt ⑦ oder gestoppt ⑥ werden. Außerdem können laufende f_2/L_2 Messungen übersprungen werden ⑧. Bei *DPOAE Quick* werden alle derzeit laufenden f_2/L_2 Messungen übersprungen. Wenn eine binaurale Messung durchgeführt wird, kann der Benutzer entscheiden, an welchem Ohr die aktuell laufenden f_2/L_2 Messungen übersprungen werden sollen. Für die *DPOAE-Diagnose* kann eine einzelne laufende f_2/L_2 Messung ausgewählt werden. Ein Cartoon-Modus (siehe *Abbildung 33*) ist durch Drücken der Ebenentaste ⑨ verfügbar. Der Cartoon-Modus ist speziell dafür gedacht, das Interesse eines Kindes zu wecken und damit die Geräuschbedingungen während eines Tests zu verbessern.

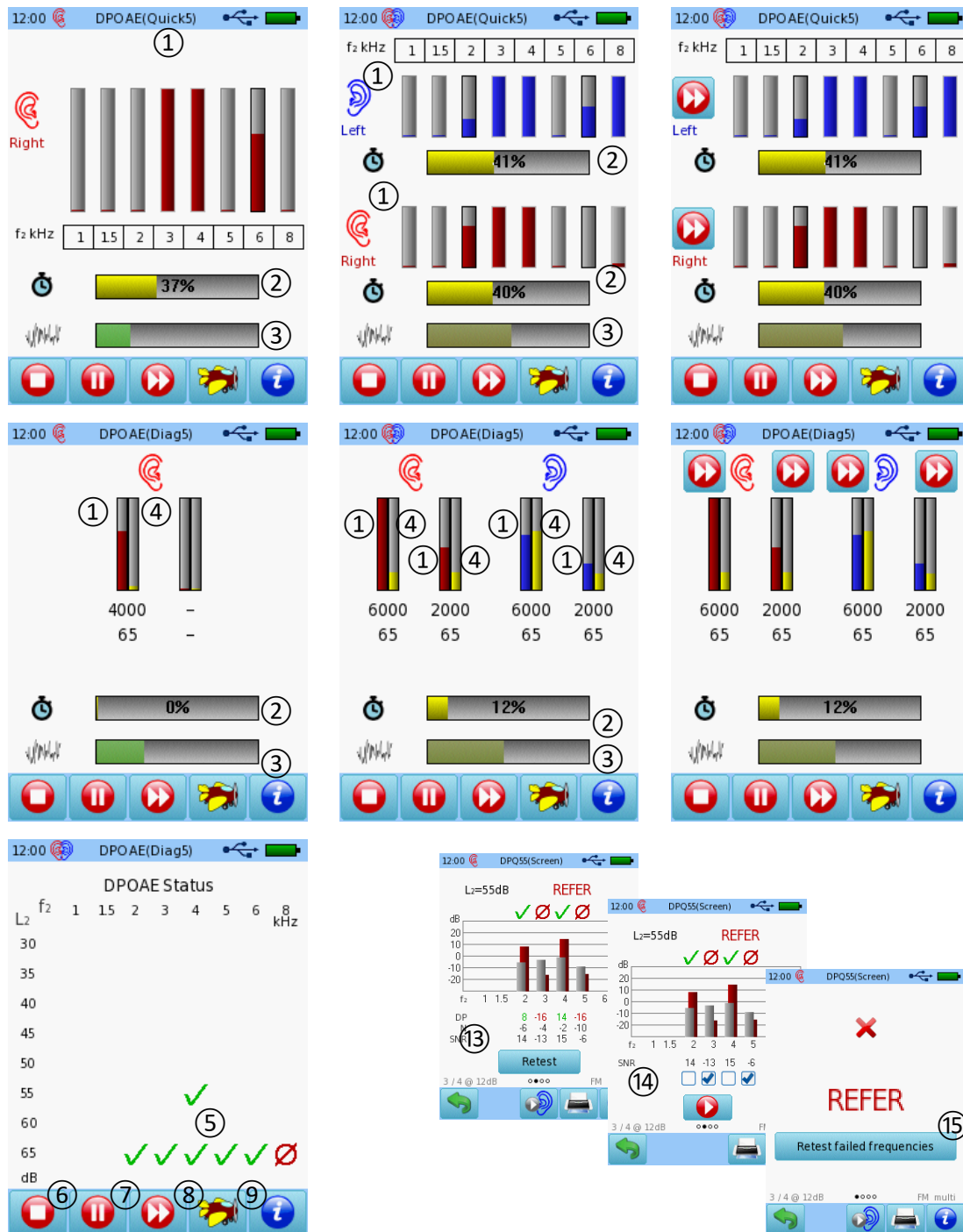


Abbildung 37: DPOAE-Quick/Diagnostic-Messung (oben: DPOAE Quick, mittlere Reihe: DPOAE Diagnostic; links: monauraler Test, Mitte: binauraler Test, rechts: binaural, aktuelle Messung überspringen f/L_{22} ; unten links: DPOAE Diagnostic mit aktueller Antwortstatusmatrix; unten rechts: DPOAE Quick Retest Ansichten)

Nach Beendigung des DPOAE-Quick können die DPOAE-Messungen bei bestimmten Frequenzen durch Drücken der Schaltfläche "Retest" ⑬ in der Balkendiagrammansicht wiederholt werden. Standardmäßig sind die Frequenzen mit ungültigen Antworten für den erneuten Test markiert, es kann jedoch jede beliebige Frequenz ausgewählt werden. Die Wiederholungsprüfung wird durch Drücken der Schaltfläche ⑭ gestartet. Wenn in der Gesamtergebnisansicht die Schaltfläche ⑮ *Nachtesten* gedrückt wird, werden die DPOAEs bei den Frequenzen mit ungültigen Antworten sofort erneut getestet. DPOAE Diagnostic kann so konfiguriert werden, dass f_2/L_2 Kombinationen mit ungültigen Antworten automatisch wiederholt werden, nachdem der DPOAE Diagnostic-Test beendet ist.

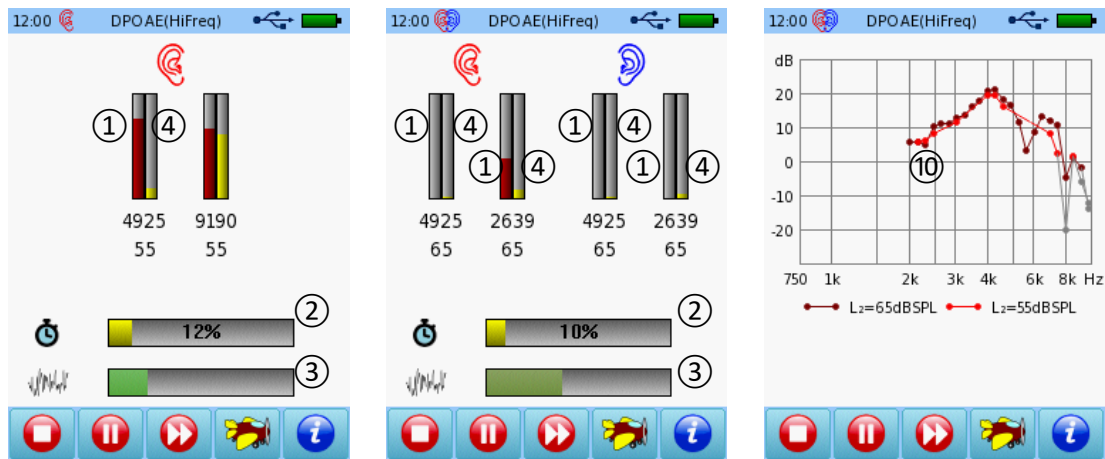


Abbildung 38: DPOAE High Resolution Messung (links: monaural; Mitte: binaural; rechts: DPOAE-Gramm)

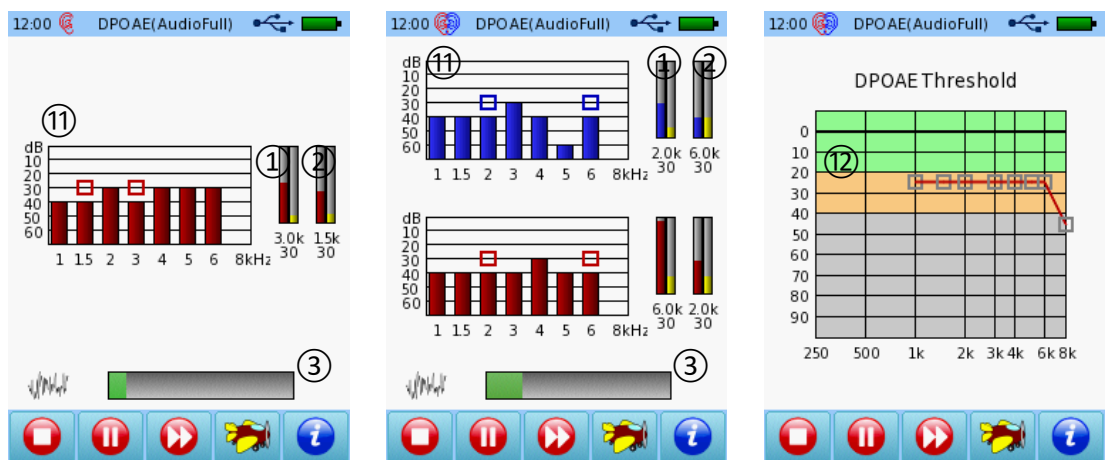


Abbildung 39: DPOAE-Schwellenwertmessung (links: monaural; Mitte: binaural; rechts: Audiogramm)

Die folgenden Bildelemente werden auf dem Ergebnisbildschirm für die jeweiligen Module angezeigt:

DPOAE Quick (siehe Abbildung 40):

- Gesamtergebnis (abhängig vom gewählten x aus y Gesamtergebniskriterium)
- DPOAE- und Geräuschpegel-Balken für jedes geprüfte f_2 für das gegebene L_2
- DPOAE-Gramm: Stellt DPOAE- und Geräuschpegel für alle f_2 bei der gegebenen L_2
- Tabelle der Ergebnisdaten (einschließlich L_2 , f_2 , DPOAE-Pegel L_{dp} , Grundrauschpegel L_{nf} und SNR)

Bitte beachten Sie, dass die verschiedenen Ergebnisansichten durch horizontales Verschieben eines Fingers auf dem Bildschirm umgeschaltet werden können. Relevante Testparameter (SNR-Kriterium, FMDPOAE, Multifrequenz) werden am unteren Rand des Ergebnisbildschirms zusammen mit dem Index der aktuell ausgewählten Ergebnisansicht (gefüllter Kreis in einer Reihe von Kreisen: ●○○○ = erste Seite von vier Seiten) in Grau angezeigt. Der bevorzugte erste Ergebnisbildschirm kann im Abschnitt *DPOAE-Präferenzen* in den Geräteeinstellungen ausgewählt werden.

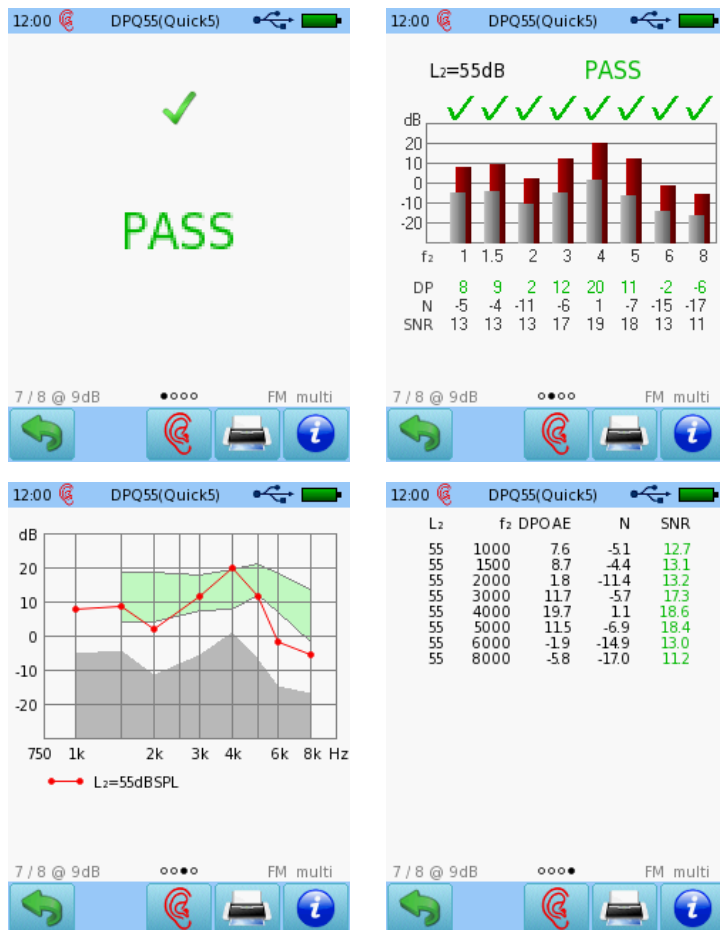


Abbildung 40: DPOAE Quick-Ergebnis (oben links: Gesamtergebnis; oben rechts: DPOAE- und Geräuschpegel-Balken für jedes getestete f_2 ; unten links: DPOAE-Gramm; unten rechts: Datentabelle)

DPOAE-Diagnostic (siehe Abbildung 41):

- DPOAE-Gültigkeitsmatrix: gibt für jedes f_2 / L_2 an, ob ein DPOAE gültig (grünes Häkchen), ungültig (roter $\emptyset$) oder übersprungen (grauer $\emptyset$) ist
- DPOAE-Balkengrafik: Stellt DPOAE- und Rauschpegel als vertikale Balken dar und zeigt ihre numerischen Werte zusammen mit dem resultierenden SNR für jedes f_2 auf dem ausgewählten L_2 . Die DPOAE-Balkengrafik kann durch Drücken des Ergebnisbildschirms durch alle L_2 laufen.
- DPOAE-Gramm: stellt die DPOAE-Werte für alle f_2 auf allen L_2 dar (unterschiedliche Farbe für jeden L_2). Das DPOAE-Gramm kann durch Drücken des Ergebnisbildschirms für alle L_2 ausgeführt werden. Für eine einzelne L_2 werden die DPOAE- und Geräuschpegel für alle f_2 an der ausgewählten L_2 aufgetragen.
- Tabelle der Ergebnisdaten (einschließlich L_2 , f_2 , DPOAE-Pegel L_{dp} , Grundrauschpegel L_{nf} und SNR)

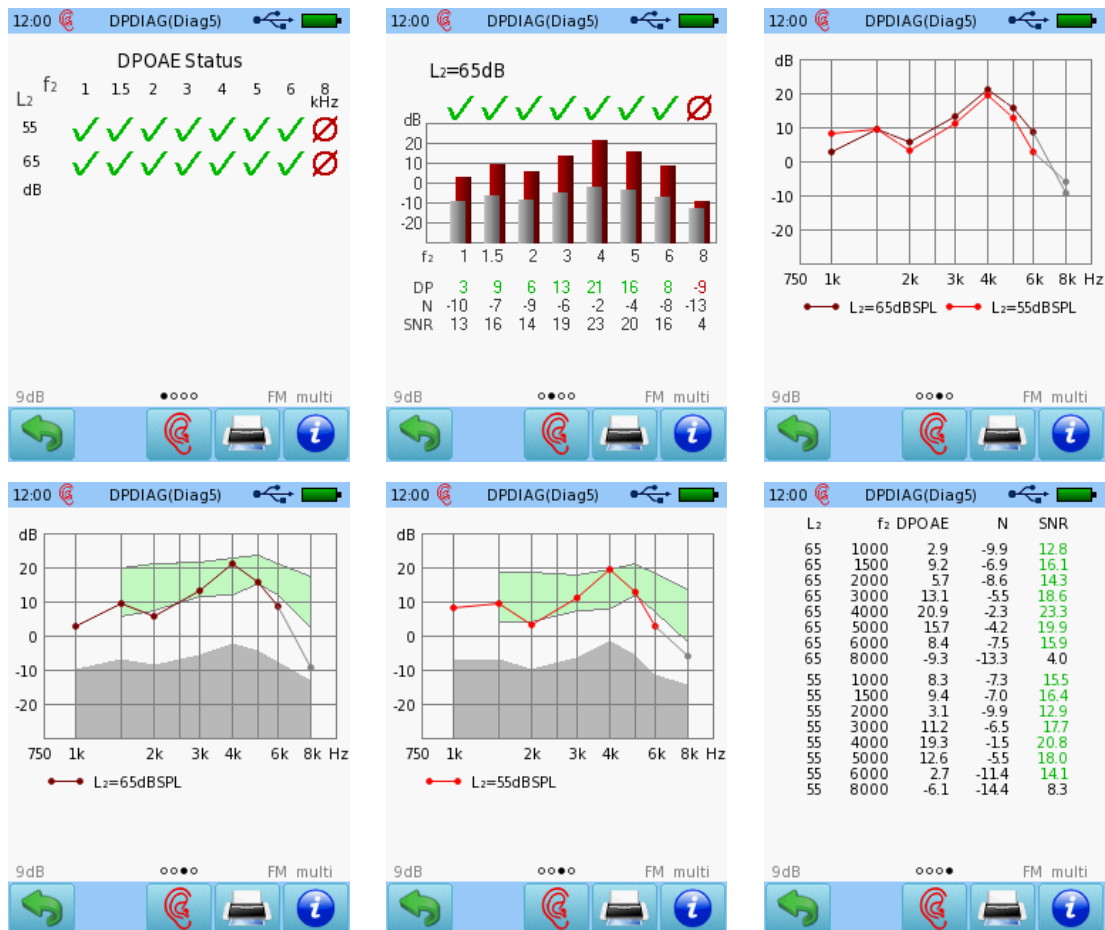


Abbildung 41: DPOAE-Diagnoseergebnis (oben links: DPOAE-Gültigkeitsmatrix; oben Mitte: DPOAE- und Geräuschpegel-Balken für jeden getesteten f_2 ; oben rechts, unten links, unten Mitte: DPOAE-Gramm; unten rechts: Datentabelle)

DPOAE High Resolution (siehe Abbildung 42):

- DPOAE-Gramm: stellt die DPOAE-Werte für alle f_2 auf allen L_2 dar (unterschiedliche Farbe für jeden L_2). Das DPOAE-Gramm kann durch Drücken des Ergebnisbildschirms für alle L_2 ausgeführt werden. Für eine einzelne L_2 werden die DPOAE- und Geräuschpegel für alle f_2 an der ausgewählten L_2 aufgezeichnet.
- Tabelle der Ergebnisdaten (einschließlich L_2 , f_2 , DPOAE-Pegel L_{dp} , Grundrauschpegel L_{nf} und SNR)

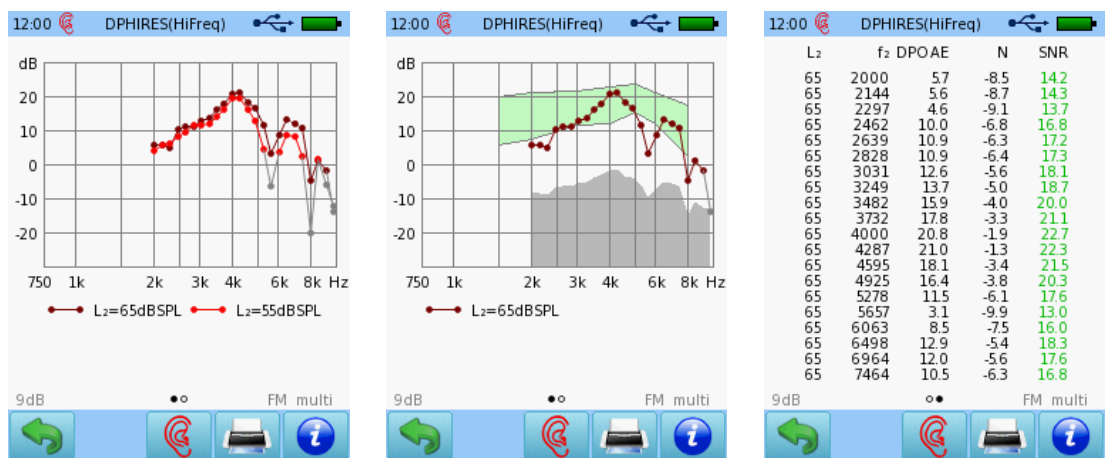


Abbildung 42: DPOAE High Resolution Ergebnis (links, Mitte: DPOAE-Gramm; rechts: Datentabelle)

DPOAE-Schwelle (siehe Abbildung 43):

- DPOAE-Audiogramm, d. h. geschätzte DPOAE-Schwellen L_{dpth} aufgetragen über f_2 . Die Art der DPOAE-Schwellenschätzung wird durch unterschiedliche Symbole angezeigt. Die geschätzten Schwellenwerte sind auf 50 dB HL begrenzt. Wenn ein oder zwei gültige Punkte verfügbar sind, werden die Schwellen durch Abzug eines experimentellen Offsets geschätzt. Stehen mehr als zwei gültige Punkte zur Verfügung, werden die Schwellen mittels einer linearen Regressionsanalyse geschätzt (siehe *Abbildung 36*). Beim Drücken des Ergebnisbildschirms werden auch die gültigen DPOAE f_2/L_2 Kombinationen im Audiogrammdiagramm als rote (rechtes Ohr) oder blaue (linkes Ohr) Punkte angezeigt.
- DPOAE-Gramm: stellt die DPOAE-Werte für alle f_2 auf allen L_2 dar (unterschiedliche Farbe für jeden L_2). Das DPOAE-Gramm kann durch Drücken des Ergebnisbildschirms für alle L_2 ausgeführt werden. Für eine einzelne L_2 werden die DPOAE- und Geräuschpegel für alle f_2 an der ausgewählten L_2 aufgezeichnet.
- DPOAE-I/O-Funktion: Zeichnet die DPOAE-Pegel für alle L_2 bei einem ausgewählten f_2 . Die DPOAE-I/O-Funktion kann durch Drücken des Ergebnisbildschirms durch alle f_2 laufen.
- DPOAE-Schwellentabelle (einschließlich DPOAE-Schwellenwert L_{dpth} und *Mindestwert* L_2)
- Tabelle der Ergebnisdaten (einschließlich L_2 , f_2 , DPOAE-Pegel L_{dp} , Grundrauschpegel L_{nf} und SNR)

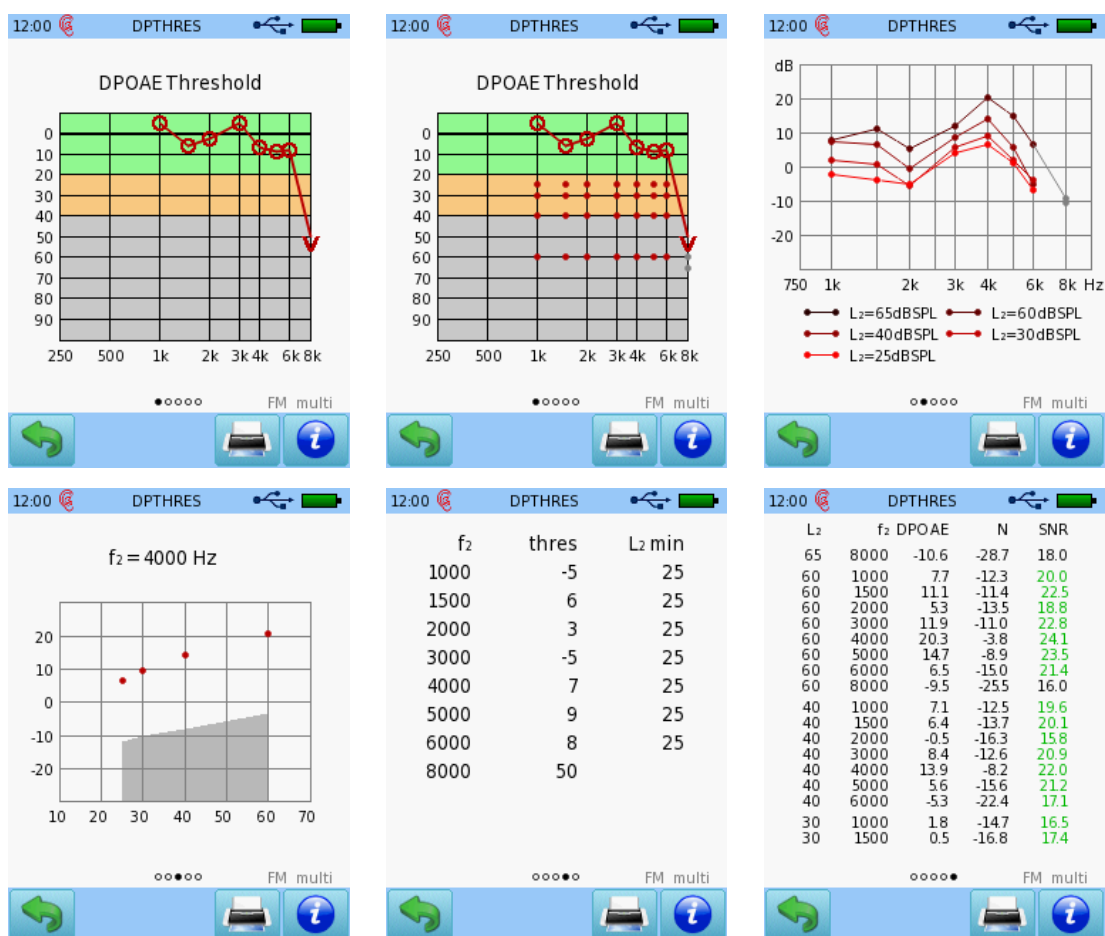


Abbildung 43: DPOAE-Schwellenwert-Ergebnis (oben links/mittig: DPOAE-Schwellenwerte; oben rechts: DPOAE-Gramm; unten links: DPOAE I/O-Funktion; unten Mitte: Schwellentabelle; unten rechts: Datentabelle)

Bitte beachten Sie, dass die Optionen *FMDPOAE* und *Multifrequenz-DPOAE* keinen Einfluss auf das Layout des Ergebnisbildschirms haben.

LITERATUR

- 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 Überblick: Auditorisch evozierte Potentiale

Auditorisch evozierte Potentiale (AEP) sind ein Instrument zur Diagnose der auditorischen Verarbeitung entlang der aufsteigenden Bahn von der Ohrmuschel bis zum auditorischen Kortex, einschließlich der Diagnose neuronaler Störungen. AEPs werden in der Cochlea erzeugt und gelangen über den Nervus cochlearis, den Nucleus olivaris superior, den lateralen Lemniskus und den Colliculus inferior im Mittelhirn zum auditorischen Kortex. AEPs sind sehr kleine ereigniskorrelierte elektrische Spannungspotentiale, die durch einen akustischen Reiz ausgelöst werden und als Fernfeldpotentiale über Elektroden von der Kopfhaut oder als Nahfeldpotentiale, z.B. mit einer Elektrode nahe dem Trommelfell, aufgezeichnet werden. Fernfeldpotentiale werden in einiger Entfernung von ihrer Quelle aufgezeichnet, während Nahfeldpotentiale in der Nähe ihrer Quelle aufgezeichnet werden. Ein Aufzeichnungskanal erfordert eine Elektrode als Masse und zwei Elektroden zur Messung des gewünschten Potentials.

Die AEP-Aufzeichnung ist ein Derivat der Elektroenzephalographie (EEG). EEG-Aufzeichnungen umfassen verschiedene Wellenmuster: *Delta* (4 Hz, bei Säuglingen und Erwachsenen während des Slow-Wave-Schlafs), *Theta* (4-7 Hz, bei Kleinkindern und Erwachsenen z.B. während der Entspannung und des Aufwachens), *Alpha* (7-14 Hz, während der Entspannung und beim Schließen der Augen), *Beta* (15-30 Hz, während aktiver Bewegungen und Konzentration) und *Gamma* (30-100 Hz, während Bewegungen und kognitiver Prozesse).

AEP-Aufzeichnungen unterscheiden sich von normalen EEG-Aufzeichnungen dadurch, dass ein Antwortsignal zeitlich an einen akustischen Reiz gekoppelt ist. Das akustisch ausgelöste Feuern der Neuronen führt zu sehr geringen elektrischen Potentialen. Die kleinen Amplituden erfordern eine Signalverstärkung und die Auslöschung unerwünschter externer Signale (z.B. durch Differenzverstärkung, d. h. Gleichtaktunterdrückung (CMR); Filterung). Um den Einfluss unerwünschter externer Signale weiter zu minimieren, werden Algorithmen zur Artefaktunterdrückung eingesetzt. Die Artefaktunterdrückung kann durch Eliminierung von Puffern mit hohem Rauschpegel oder durch Gewichtung jedes Puffers in Abhängigkeit von seinem Rauschgehalt erfolgen. Darüber hinaus ermöglicht die Signalmittelung bei ausreichenden Wiederholungen eines akustischen Stimulus, dass sich die AEP-Antwort von den überlagernden Hintergrundgeräuschen abhebt, d. h. von spontanem neuronalen Feuern und anderen Störungen wie biologischen Artefakten (z.B. aufgrund von Augenblinzeln und -bewegungen, Schlucken und anderen Herz-, Muskel- und Hirnaktivitäten; siehe auch EEG-Wellenmuster) und Umweltartefakten (z.B. aufgrund elektromagnetischer Strahlung von 50/60 Hz je nach der Frequenz des örtlichen Stromnetzes). Die Idee der Mittelwertbildung besteht darin, dass das Signal konstant und daher in jedem Puffer gleich ist, während das Rauschen zufällig ist und sich daher in jedem Puffer ändert. Die Addition aller Puffer erhöht das Signal und reduziert das Rauschen. Theoretisch ist die Verbesserung des SNR proportional zur Quadratwurzel aus der Anzahl der gemittelten Abtastwerte, begrenzt durch technische Eigenschaften (z.B. Quantisierungsrauschen). Neben den Umgebungsbedingungen hängt die Erkennung der Reaktion auch von der Platzierung der Elektroden, dem Elektrodentyp (Oberflächenelektrode, Nadelelektrode), der Abschirmung des Elektrodenkabels und technischen Aspekten wie der Verstärkung und den Filtereigenschaften ab.

AEPs können nach der Reaktionslatenz unterschieden werden, d. h. nach der Zeitspanne zwischen dem Einsetzen des Reizes und der Reaktion (siehe *Abbildung 44*). Mit zunehmender Latenz verlagert sich der neuronale Generator in zentralere Bereiche.

Frühe Latenzantworten (Brainstem Evoked Response Audiometry, BERA) umfassen Potentiale, die in einem Zeitrahmen von etwa 0 bis 10 ms nach Einsetzen des Reizes aufgezeichnet werden können. Die physiologische Quelle dieser Potentiale befindet sich zwischen der Cochlea, dem Hörnerv und verschiedenen Regionen des auditorischen Hirnstamms (superiorer olivärer Komplex, lateraler Lemniskus und inferiorer Colliculus). Typische klinische Anwendungsbereiche sind: (Neugeborenen-)Hörscreening, topologische Diagnostik (zusammen mit Tympanometrie und otoakustischen Emissionen), Neuro-Monitoring und Bestimmung von Hörschwellen insbesondere bei Kleinkindern und anderen nicht kooperativen Patienten. Die folgenden Testmethoden werden in der Regel für klinische Anwendungen eingesetzt:

Auditory Brainstem Responses (ABR) werden mit Oberflächen Elektroden auf der Kopfhaut aufgezeichnet. In der Regel werden Klicks, Chirps oder Tonbursts verwendet. Die Antwortlatenz hängt von der Art und Stärke des Reizes, den technischen Bedingungen (z.B. dem Wandlertyp) sowie dem Alter und dem Hörstatus des Patienten ab. Die aufgezeichneten Potenziale enthalten fünf bis sieben Wellen, die grob bestimmten Stellen entlang der Hörbahn zugeordnet sind. ABRs werden durch Schlaf nicht beeinflusst. Weitere Informationen zur ABR finden Sie in Abschnitt [3.2.6: Auditorisch evozierte Hirnstammpotentiale \(ABRs\)](#).

Auditory Steady-State Responses (ASSR) werden mit Oberflächen Elektroden auf der Kopfhaut aufgezeichnet. Als Stimulus wird typischerweise ein amplitudenmoduliertes Signal (Tonburst, Chirp) verwendet. Die Wiederholungsrate des Stimulus (z.B. 40 Hz, 80 Hz) wird so gewählt, dass sich die transienten Antworten im Hirnstamm überlappen und somit eine stationäre Antwort geliefert wird. Eine Reaktion wird anhand statistischer Eigenschaften erkannt, so dass keine visuelle Analyse durch den Untersucher erforderlich ist. Je nach Wiederholungsrate können ASSRs durch Schlaf (40 Hz) beeinflusst werden oder nicht (80 Hz). Weitere Informationen über ASSR finden Sie in [Abschnitt 3.2.7: Auditory Steady-State Responses \(ASSR\)](#).

Die Elektrocochleographie (ECoChG) ist ein Verfahren, bei dem die Nervenaktivität aufgezeichnet wird, indem eine Nahfeldelektrode im Gehörgang in der Nähe des Trommelfells (extratympanische Aufzeichnung) oder mit einer Nadelelektrode, die das Trommelfell durchstößt und auf dem Cochlea-Promontorium aufliegt (transtympanische Aufzeichnung), angebracht wird. Die Antwortlatenz beträgt etwa 1 bis 3 ms. Weitere Informationen zum EKochG finden Sie in Abschnitt [3.2.8: Elektrocochleographie \(ECoChG\)](#).

Antworten mit mittlerer Latenz (MLR) sind Potenziale, die in einem Zeitrahmen von etwa 10 bis 50 ms nach Einsetzen des Reizes von der Kopfhaut aufgezeichnet werden können. Die physiologische Quelle dieser Potenziale befindet sich im Thalamus und im primären auditorischen Kortex. Das Signal setzt sich aus mehreren Maxima mit positiver (P) und negativer (N) Polarität zusammen, die als P0, Na, Pa, Nb und P1 bezeichnet werden. Spätlatenzantworten (= Cortical Evoked Response Audiometry, CERA) sind Potenziale, die in einem Zeitrahmen von mehr als 50 ms nach dem Einsetzen des Reizes aufgezeichnet werden können. Die physiologische Quelle dieser Potenziale ist der auditorische Kortex. Das Signal ist in der Regel viel größer als bei Antworten mit früher und mittlerer Latenz und umfasst die Wellen P1, N1, P2 und N2. Antworten mit mittlerer und später Latenzzeit sind in hohem Maße von der Vigilanz und Aufmerksamkeit des Patienten abhängig.

Andere AEP-Methoden umfassen die Mismatch-Negativität (MMN), ein Verfahren zur Ermittlung von Potenzialen, die durch regelmäßige akustische Veränderungen (z.B. in der Lautstärke oder Frequenz) ausgelöst werden, die durch eine Folge identischer Töne hervorgerufen werden, die gelegentlich durch einen anderen Ton unterbrochen wird. MMN-Verfahren können unabhängig von der kognitiven Verarbeitung sein oder auch nicht, d.h. der Patient muss auf den Reizunterschied achten (z.B. P300). Für komplexere Stimulusunterschiede, wie z.B. semantische Inkongruenzen in Sprachmustern, sind die Sprachverarbeitungsfähigkeiten des Patienten erforderlich (z.B. N400).

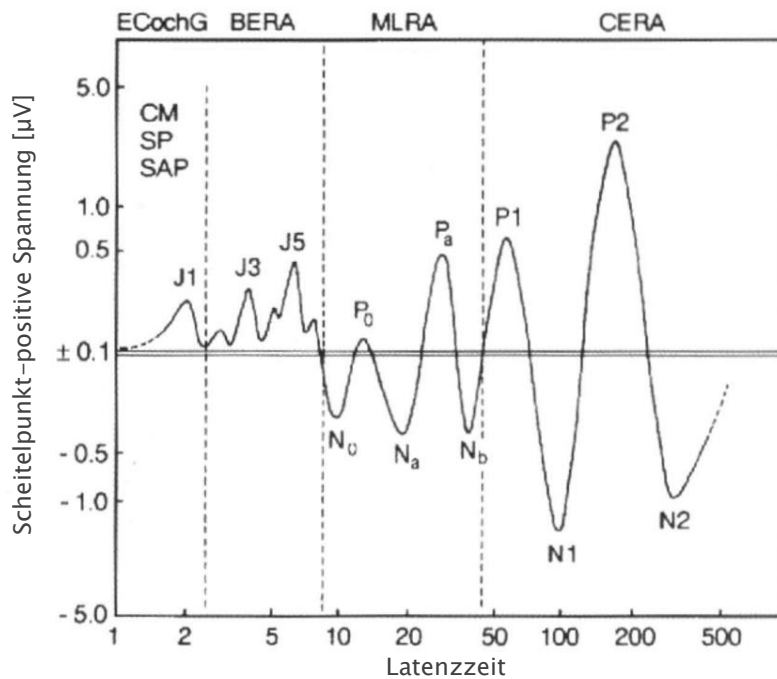


Abbildung 44: Übersicht über die AEP-Wellen mit kurzer, mittlerer und später Latenzzeit

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Generell ist es empfehlenswert, die Funktionstüchtigkeit des Elektrodenkabels regelmäßig zu überprüfen. Das Elektrodenkabel kann geprüft werden, indem alle Elektrodenklemmen am Elektrodenprüfgerät oder an einem beliebigen verfügbaren leitenden Metallbolzen befestigt werden. Beim Start eines AEP-Tests (z.B. ABR oder ASSR) sollte die Impedanz sowohl für die rote als auch für die weiße Elektrode 0 kΩ betragen.

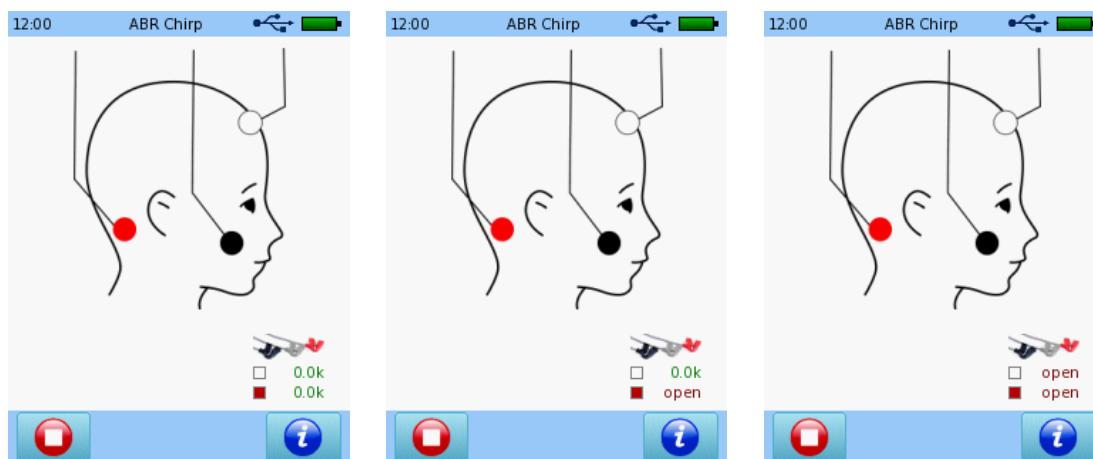


Abbildung 45: Überprüfung des AEP-Elektrodenkabels mit dem Elektrodenprüfgerät (links: alle Klemmen angeschlossen; Mitte: rote Klemme entfernt; rechts: schwarze Klemme entfernt oder rote und weiße Klemme entfernt)

Wenn entweder die rote oder die weiße Elektrodenklemme vom Elektrodenprüfgerät abgenommen wird, ändert sich die Impedanz der roten bzw. weißen Elektrode zu *open*, d. h. es besteht keine leitende Verbindung zwischen der roten bzw. weißen Elektrode und der schwarzen Elektrode. Wenn die schwarze Elektrodenklemme entfernt wird, sind beide Impedanzen *open*. Bei Abweichungen von diesem Verhalten oder bei Verdacht auf eine Funktionsstörung versuchen Sie es bitte erneut mit einem anderen Elektrodenkabel und/oder wenden Sie sich an Ihren Händler.

LITERATUR

- 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 Auditorisch evozierte Hirnstammpotentiale (ABRs)

Akustische Hirnstammantworten (ABR), die von auf der Kopfhaut angebrachten Elektroden aufgezeichnet werden, stellen Fernfeldpotentiale dar, die von den Faserbahnen und Kernen der aufsteigenden Hörbahn zwischen der Cochlea und dem Hirnstamm erzeugt werden. Die ABR-Latenzperiode besteht aus bis zu sieben markanten Wellenpeaks, die typischerweise innerhalb der ersten 10 ms auftreten (Jewett und Williston, 1971). ABRs werden in der Regel durch transiente Reize (Klick, Chirp, Tonburst) ausgelöst. ABRs stellen die Summe der synchronisierten neuronalen Aktivität der aufsteigenden Hörbahn dar. Die Wellen werden üblicherweise als Jewett/Welle I bis VII bezeichnet. In der klinischen Diagnostik werden hauptsächlich die Wellen I, III und V analysiert. Die Wellen I und II entstammen dem Hörnerv, und während man lange Zeit davon ausging, dass die Welle III vom Nucleus cochlearis, die Wellen IV und V vom lateralen Lemniscus und dem Colliculus inferior (unterer Hirnstamm) und die Wellen VI und VII von subkortikalen Regionen ausgehen, gibt es neuere Daten, die darauf hindeuten, dass mehrere Stellen entlang der Hörbahn zu den späteren Wellen beitragen können und dass jede anatomische Stelle zu mehr als einer Welle beitragen kann (Hall, 2007). Da die Geschwindigkeit der sich ausbreitenden Welle, die in die Cochlea läuft, in der basalen Region am höchsten ist, spiegeln klick-ausgelöste ABRs hauptsächlich die Aktivität der basalen (hochfrequenten) Cochlea-Regionen wider. Dies gilt auch für niederfrequente Tonbursts und Chirps, wenn hohe Stimuluspegel angewendet werden. Typische Eigenschaften sind Wellenamplitude und Latenzzeit. Die Wellenamplituden stellen die Amplitudendifferenz zwischen einer positiven Spitze und einer nachfolgenden negativen Spitze dar, die in der Regel weniger als 2 μV beträgt (Picton *et al.*, 1981). Absolute Wellenlatenzen stellen die Zeit vom Einsetzen des Reizes bis zum Auftreten des Wellenpeaks dar. Inter-Peak-Latenzen (IPL) beschreiben die Zeit zwischen den Wellenpeaks. Welle V hat die höchste, Welle I die niedrigste Amplitude. Auch die Amplituden nehmen mit abnehmender Reizstärke ab. Die Wellenlatenzen sind bei höheren Stimuluspegeln kürzer, da sich die Erregung zunehmend basalwärts ausbreitet (Folsom, 1984). ABRs sind ziemlich unabhängig von der Vigilanz des Patienten (d. h. Schlaf, Aufmerksamkeit) (Picton und Hillyard, 1974) und können daher während einer Sedierung oder Narkose durchgeführt werden.

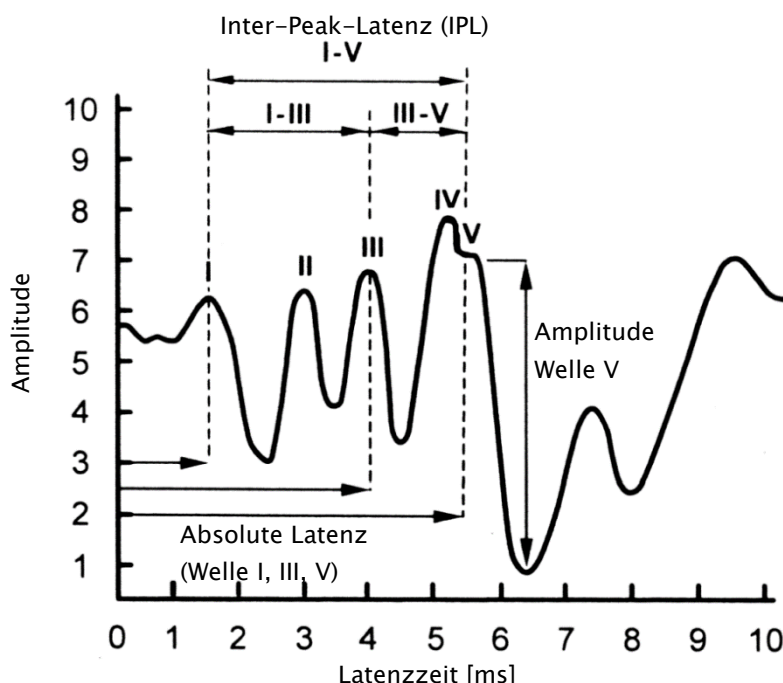


Abbildung 46: Übersicht der ABR-Wellen

Üblicherweise werden ABRs durch Stimulation des Hörorgans über Luftleitung (AC) mit Kopfhörern, Einsteckhörern oder Lautsprechern ausgelöst. ABRs können jedoch auch durch direkte Stimulation der Cochlea unter Umgehung des Mittelohrs über Knochenleitung (BC) ausgelöst werden. In diesem Fall wird ein Knochenleiter auf dem Mastoid (oder der Stirn) platziert, um die Sinneszellen in der Cochlea zu stimulieren. Ein

Hörverlust, der durch Mittelohrpathologien (Mittelohrerguss, Funktionsstörung der Eustachischen Röhre, Otosklerose) verursacht wird, kann insbesondere bei Kindern mit zweifelhaften Reinton-Audiogrammen festgestellt werden (Mauldin und Jerger, 1979). Schallleitungs- und Cochlea-Hörverlust weisen unterschiedliche Wellenamplituden- und Latenzmuster auf. Insbesondere die Latenz und die Schwelle der Welle V werden für die audilogische Diagnostik bei Kindern oder behinderten Personen verwendet, die nicht in der Lage sind, zuverlässig über ihre Hörbehinderung zu berichten. Die IPL zwischen Welle I und V repräsentiert die neuronale Übertragungszeit zwischen Cochlea und unterem Hirnstamm. Die IPL wird daher zur Beurteilung von retrocochleären Pathologien zwischen Cochlea und unterem Hirnstamm verwendet.

ABR kann mit verschiedenen Reizen ausgelöst werden, z.B. mit Klicks, Chirps oder Tonbursts. Breitbandige Stimuli wie Klick und Breitband-Chirp sind zeitlich prägnante Stimuli, die zu synchronisierten neuronalen Entladungen und robusten Potenzialen führen. Sie werden verwendet, um möglichst viele Sinneszellen entlang der Cochlea zu stimulieren und so die höchste neurale Aktivität auf den Nervenfasern zu erzielen. Die zeitliche Spezifität des Reizes wird jedoch auf Kosten der Frequenzspezifität erreicht. Im Gegensatz dazu enthalten schmalbandige Reize wie frequenzspezifisches Chirp oder Tonburst begrenzte Frequenzkomponenten. Die Sinneszellen werden an der Stelle in der Cochlea stimuliert, die den Frequenzkomponenten des Reizes entspricht. Aufgrund der Reisezeit entlang der Basilarmembran variiert die Latenzzeit, d. h. sie nimmt mit abnehmender Frequenz zu. Typischerweise nimmt mit abnehmender Frequenz auch die Amplitude ab und die Wellenform wird weniger scharf definiert. Mit zunehmender Reizstärke nimmt die Frequenzspezifität aufgrund einer zunehmenden Streuung der Erregung ab.

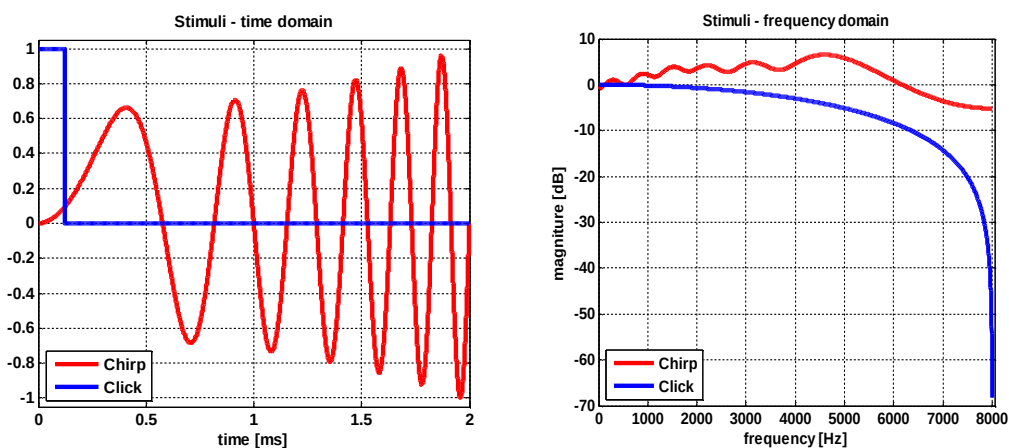


Abbildung 47: ABR-Stimuli: Klick und Chirp (links: Zeitbereich; rechts: Frequenzbereich)

Ein **Klick** (siehe Abbildung 47 - blaue Kurven) ist ein Geräusch, das durch Anlegen eines Gleichstromimpulses erzeugt wird. Sein abruptes Einsetzen und seine kurze Dauer führen zu einer hohen Synchronisation der neuronalen Aktivität. Kopfhörer verändern jedoch das Spektrum eines Gleichstromimpulses. Auch das auditorische System selbst filtert den Reiz. Daher sind den klick-erregten Potenzialen immer Frequenzgrenzen gesetzt (Durrant, 1983). Ein **Chirp** (siehe Abbildung 47 - rote Kurven) ist ein frequenzmoduliertes sinusförmiges Signal mit niedrigen Frequenzen am Anfang und hohen Frequenzen am Ende des Reizes oder umgekehrt. Durch die Frequenzmodulation kann die ortsspezifische Laufzeit auf der Basilarmembran kompensiert werden, was zu einer Erhöhung der Synchronisation von Aktionspotentialen und damit zu höheren ABR-Amplituden führt (Dau *et al.*, 2000, Elberling *et al.*, 2007). Der Vorteil eines Chirp-Stimulus gegenüber dem üblicherweise verwendeten Click-Stimulus besteht darin, dass er eine höhere Synchronisation der Aktionspotenziale an den Nervenfasern bewirkt, was insbesondere bei Stimuluspegeln nahe der Schwelle der Fall ist. Chirps können Frequenzkomponenten enthalten, die einen großen Bereich der Basilarmembran abdecken (breitbandiger Chirp) oder nur einen recht begrenzten Bereich (schmalbandiger Chirp). Dies kann niedriges Chirp (z.B. 100 bis 850 Hz), mittleres Chirp (z.B. 850 Hz bis 3 kHz) und hohes Chirp (3 bis 10 kHz) umfassen. Ein **Tonburst** ist ein kurzer (ca. 50 bis 200 μ s) sinusförmiger Stimulusimpuls, der durch die Trägerfrequenz, die Plateaudauer, die Anstiegs- und

Abfallzeit und die Fensterfunktion, die das Ein- und Ausblenden des Stimulus ermöglicht, gekennzeichnet ist. Die Fensterung des Stimulus führt zu zusätzlichen Frequenzkomponenten neben der Trägerfrequenz.

Es ist wichtig zu beachten, dass aufgrund der Reifung der Nervenbahnen die absoluten Latenzen und die IPL im ersten Lebensjahr variieren (Starr *et al.*, 1977). Erwachsene Latenzen werden für Welle I mit etwa 6 bis 24 Wochen und für Welle V mit etwa 18 Monaten erreicht. Die IPL I-V nimmt in den ersten 18 Lebensmonaten ab. Bei Frühgeborenen sind die Latenzzeiten aller Komponenten im Vergleich zu Terminkindern typischerweise verlängert. Der Einfluss des Alters auf die ABRs bei älteren Menschen wird kontrovers diskutiert. Während einige Autoren über eine Veränderung der IPL berichteten, behaupten andere, dass es mit zunehmendem Alter keine Verzögerung der neuronalen Übertragungszeit gibt. Auch wurde kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Ergebnis von Sprachdiskriminierungstests und der IPL festgestellt.

Da die Synchronisation der neuronalen Aktivität in den apikaleren Regionen der Cochlea aufgrund der geringeren Geschwindigkeit der Wanderwellen gering ist (Mrowinski, 2009), ist die Empfindlichkeit von ABRs bei Frequenzen unter 1000 Hz recht gering. ABRs mit einem breitbandigen Stimulus (Klick, breitbandiges Chirp) ermöglichen keine direkte frequenzspezifische Bewertung des Hörverlusts und zeigen bei Patienten mit einem Hörverlust im niedrigen bis mittleren Frequenzbereich nahezu normale Muster. Eine ABR-Schwelle wird bei Stimuluspegeln ermittelt, die dem Hörverlust bei mittleren bis hohen Frequenzen entsprechen. Die Frequenzspezifität wird im Allgemeinen verbessert, wenn ABR mit schmalbandigen Stimuli (schmalbandige Chirps, Tonbursts) verwendet wird. Niederfrequente Stimuli mit hohen Reizpegeln stimulieren jedoch auch basale Sinneszellen. Daher ist die Bewertung der niederfrequenten Funktionalität nur bei niedrigen Stimuluspegeln möglich. Ipsilaterales Maskierungsrauschen kann verwendet werden, um die Antwortbeiträge von mittel- bis hochfrequenten Cochlea-Regionen zu reduzieren. Um noch mehr frequenzspezifische Informationen zu erhalten, sollten DPOAEs (bei einem Hörverlust von bis zu 50 dB HL) oder ASSRs verwendet werden.

Bei Patienten mit Hörverlust kann die Welle I fehlen. Bei diesen Patienten ist die Bestimmung der IPL nicht möglich, so dass neuronale Störungen nicht zuverlässig beurteilt werden können. Die korrekte Platzierung der Elektroden ist entscheidend, um optimale ABR-Muster zu erhalten. Da elektromagnetische Felder einen Einfluss auf die ABR haben, sind geeignete Messbedingungen unerlässlich. Richtige Messbedingungen liegen vor, wenn die ABR bei einem jungen normalhörenden Patienten bis zu 10 dB nHL messbar ist.

Klinische Anwendungen der ABR sind die topologische Diagnostik, d.h. die Beurteilung der peripheren und zentralen Schallverarbeitung auf der Hörbahn bis zum unteren Hirnstamm, die Identifizierung von neuronalen Störungen auf der Hörbahn (Läsionen des N. vestibulocochlearis und des unteren Hirnstamms: z.B., Akustikusneurinom, neuronale Störung), nicht frequenzspezifische Bestimmung des Hörverlusts im mittleren Frequenzbereich bei Verwendung von Breitbandreizen (Gorga *et al.*, 1985) und grobe Bestimmung des Hörverlusts in verschiedenen Frequenzbereichen bei Verwendung frequenzspezifischer Reize. Trotz der geringen Frequenzspezifität kann die ABR ein Hilfsmittel für die Anpassung von Hörgeräten bei Kindern sein.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *ABR* auf dem Modulauswahlbildschirm. Wenn mehr als ein AEP-Test lizenziert ist, befindet sich *ABR* im Abschnitt *AEP*. Wählen Sie die Voreinstellung, die Sie durchführen möchten. Ändern Sie ggf. die Parameter (z.B. Stimulustyp, Stimuluspolarität, kontralaterales Maskierungsrauschen, Stimuluspegel, Stimulusrate, Anzahl der Mittelwerte, Rauschstoppkriterium, Spread Spectrum, Auto Proceed, Auto Stop, Altersgruppe für normative Latenzbereiche) und den Namen der Voreinstellung nach Bedarf.

Die verschiedenen Parameteroptionen und Anwendungsmöglichkeiten werden im Folgenden erläutert:

Art des Stimulus:

- Click bei niedrigen Stimulusraten (≤ 20 Hz) ruft deutliche Wellen I, III und V hervor und kann verwendet werden, um Informationen über Amplitude und Latenz zu erhalten. Verwenden Sie Click bei neurologischen Fragestellungen, bei denen die Bewertung der Inter-Peak-Latenz erforderlich ist.

Aufgrund der geringen Frequenzspezifität können die Schwellenwerte nur qualitativ bewertet werden. Für Hörscreenings werden click-ABR-Messungen mit einem festen Screening-Pegel (z.B. 35 dB nHL) durchgeführt.

- Der Chirp ruft höhere Antwortamplituden hervor als der Klick für die Wellen III und V. Im Gegensatz dazu ist die Welle I typischerweise schwer zu identifizieren. Verwenden Sie Chirps zur Bestimmung der Hörschwelle, da nur die Welle V bewertet wird.
- Schmalbandige (niedrige, mittlere, hohe) Chirps liefern Latenzinformationen und sind frequenzspezifischer als breitbandige Stimuli (Klick, breitbandiger Chirp). Daher können sie für eine frequenzspezifischere Bestimmung der Hörschwelle verwendet werden. Allerdings ist die Antwortamplitude in der Regel geringer als bei Breitbandreizen, so dass die Antwort im Zeitbereich schwerer zu erkennen ist. Bitte beachten Sie, dass bei niedrigen und mittleren Chirps ipsilaterales Maskierungsrauschen dargeboten wird, um Antwortbeiträge aus basaleren Cochlea-Regionen zu reduzieren.
- Tone Bursts sind frequenzspezifischer als schmalbandige Chirps, weisen aber geringere Amplituden auf (insbesondere bei niedrigeren Pegeln).

Polarität des Stimulus:

- Die wechselnde Polarität hilft, die vom Schallwandler selbst erzeugten Stimulusartefakte zu reduzieren (besonders empfohlen für Knochenleitungsmessungen). Die abwechselnde Polarität sorgt für eine breitere, abgerundete V-Spitze der Welle.
- Sog und Druck liefern eine spitzere Antwort und können eine höhere Amplitude für Welle I ergeben. Der Latenzunterschied zwischen Druck und Sog ist bei normal hörenden Erwachsenen nahezu identisch. Die Reaktionen auf Drucks- und Sog-Klicks können sich jedoch bei Patienten mit cochleärem Hörverlust erheblich unterscheiden.

Ratenmodus:

- Wenn diese Funktion aktiviert ist, kann der Test für eine festgelegte Reizstärke bei mehreren Reizraten durchgeführt werden.

Maskierendes Rauschen:

- Eine kontralaterale Maskierung wird empfohlen, wenn eine signifikante Asymmetrie des Hörverlusts zwischen den Ohren besteht, d. h. bei Unterschieden von etwa 30 bis 40 dB (Kopfhörer) oder 50 bis 60 dB (Einsteckhörer). Bei Verwendung eines Knochenleiters ist die Anwendung von kontralateralem Rauschen unerlässlich.

Höhe der Anreize:

Bis zu acht Stimulusstufen (einschließlich Wiederholungen) können vorkonfiguriert werden. Die Stimuluspegel werden in dB nHL angegeben, d. h. relativ zur Hörschwelle eines Kollektivs normalhörender Patienten, die als 0 dB nHL definiert ist. Ein Stimuluspegel kann bis zu dreimal wiederholt werden. Für vergleichende Messungen steht ein stummer Stimulus zur Verfügung. Die Messungen beginnen mit dem höchsten Pegel. Die Standardabweichung der Latenzzeit ist in der Regel geringer und die Wellenamplitude ist bei höheren Stimuluspegeln höher. Bei niedrigeren Stimuluspegeln verschwinden Welle I (bei etwa 60 dB nHL) und Welle III (bei etwa 30 dB nHL). Im Ratenmodus kann nur ein Stimuluspegel eingestellt werden.

Stimulusrate:

Je höher die Reizrate, desto kleiner die Antwortamplitude (insbesondere bei I bis IV und bei hohen Pegeln) und desto länger die Latenzzeit. Die durch die Stimulusrate bedingte Latenzverschiebung wird im Gerät kompensiert und ist daher im Ergebnisdiagramm nicht sichtbar. Höhere Raten verbessern die Effizienz der Datenerfassung durch Verkürzung der Messzeit bei einer festen Anzahl von Mittelwerten, gefährden aber die Erkennung einer Reaktion, insbesondere in einigen pathologischen Fällen. Die Wellen I und III können bei Stimulusraten über 50 Hz verschwinden. Wenn alle Wellen ausgewertet werden sollen (z.B. für die neurologische Diagnostik), sollten niedrige Stimulusraten verwendet werden.

Für die ABR-Schwellenbestimmung können auch höhere Stimulusraten verwendet werden. 50 und 60 Hz sind keine verfügbaren Stimulusraten, da dies typische Netzfrequenzen sind. Durch Drücken des Feldes Stimulusrate kann eine benutzerdefinierte Stimulusrate eingegeben werden. Das sich daraus ergebende Impulsintervall wird auf dem Einstellungsbildschirm angezeigt. Im Ratenmodus können bis zu acht Stimulusraten (einschließlich Wiederholungen) ausgewählt werden.

Anzahl der Durchschnittswerte:

Bei festen Messbedingungen nimmt mit zunehmender Anzahl von Mittelwerten das Grundrauschen ab (eine um den Faktor vier erhöhte Anzahl von Mittelwerten reduziert das Rauschen um die Hälfte), aber die Messzeit nimmt zu. Die Zeit pro Messkurve und die Gesamtmesszeit werden auf dem Einstellungsbildschirm angezeigt.

Spread Spectrum:

Bei der Aktivierung wird die Stimulusrate leicht variiert, um den Einfluss der mit der Stimulusrate synchronisierten elektrischen Interferenz zu verringern. Außerdem ist bekannt, dass die ABR-Amplitude bei einer konstanten Stimulusrate aufgrund der Anpassung abnimmt. Es wird empfohlen, diese Option immer zu aktivieren. Bitte beachten Sie, dass die Option Spread Spectrum bei Stimulusraten von mehr als 70 Hz und bei binauraler Stimulation zur Entkopplung der Antworten aus den beiden Kanälen immer aktiv ist.

Automatisierte Erkennung von Wave V:

Ist die Funktion aktiviert, wird das Auftreten einer statistisch gültigen Welle V automatisch erkannt.

Minimale Wave V-Amplitude:

Ist die automatische Erkennung der Welle V aktiviert, kann die minimale Amplitude der Welle V, die vorhanden sein muss, um eine erkannte Welle V als gültig zu markieren, ausgewählt werden.

Auto Proceed:

Wenn diese Funktion aktiviert ist, wird die Aufzeichnung einer Kurve gestoppt, sobald eine statistisch gültige Welle V für die betreffende Kurve erkannt wird. Der Test wird dann mit der Aufzeichnung der nächsten Kurve fortgesetzt. Bitte beachten Sie, dass diese Option nur verfügbar ist, wenn die Option zur automatischen Erkennung der Welle V aktiviert ist.

Auto-Stop:

Wenn diese Option aktiviert ist, wird der Test abgebrochen, wenn bei zwei aufeinanderfolgenden Kurven keine statistisch gültige Welle V erkannt werden konnte. Bitte beachten Sie, dass diese Option nur verfügbar ist, wenn die Option zur automatischen Erkennung von Welle V aktiviert ist.

Kriterium der Geräuschunterbrechung:

Wenn diese Option aktiviert ist (d.h. Rauschstoppkriterium >0 nV), wird die Aufzeichnung einer Messkurve gestoppt, sobald das Restrauschen unter die definierte Rauschschwelle fällt und keine Reaktion erkannt wird. Wenn diese Option aktiviert ist, wird die Aufzeichnung also beschleunigt, wenn keine Reaktion vorliegt.

Altersgruppe (für normative Latenzen):

Wählen Sie die entsprechende Altersgruppe aus, die dem Alter des getesteten Patienten entspricht.

Vor Beginn des Tests sollte der Patient über das Testverfahren aufgeklärt werden. Um Muskelartefakte zu reduzieren, sollte der Patient ruhig und völlig entspannt sein und bequem auf einer Liege oder einem Bett liegen. Es wird auch empfohlen, dass der Patient während der Messung die Augen geschlossen hält, um Artefakte, z.B. durch Augenblinzeln, zu reduzieren. Bei Säuglingen sollten Sie versuchen, den Patienten im Schlaf zu testen. Um Umgebungsartefakte zu reduzieren, führen Sie die Messung in einem Raum mit geringer elektromagnetischer Strahlung durch, d. h. in einer elektrisch abgeschirmten Metallkabine oder in einem anderen Raum ohne eingeschaltete elektrische Geräte (z.B. Computer, Licht, Telefon, Mobiltelefon, Stromtransformator) in

unmittelbarer Nähe zum Messgerät. Eine akustisch abgeschirmte Kabine oder ein ruhiger Raum wird empfohlen, wenn ABR zur Schwellenbestimmung bei niedrigen Schalldruckpegeln eingesetzt wird.

Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler (z.B. Kopfhörer, Einsteckhörer, Ohrsonde, Knochenleiter) und Elektrodenkabel angeschlossen sind. Vergewissern Sie sich, dass die Haut an den vorgesehenen Positionen der Elektroden sauber ist. Reinigen Sie die Haut gegebenenfalls gründlich (z.B. mit Hautvorbereitungsgel), um Schmutz, Öl und oberflächlich abgestorbene Haut zu entfernen. Wählen Sie geeignete Elektroden aus und bringen Sie sie auf der Haut des Patienten an. Auf den Elektrodenkontakt kann ein Elektrolytgel aufgetragen werden, um die Leitfähigkeit der Hautschicht zu verbessern, wodurch die Elektrodenoberfläche effektiv vergrößert wird. Befestigen Sie die Elektrodenklemmen des Elektrodenkabels an der richtigen Elektrode. Die weiße und die rote Elektrode sind die Aufzeichnungselektroden, die schwarze Elektrode ist die Masseelektrode. Platzieren Sie die Masseelektrode nicht in der Nähe des Herzens, um die Induktion von EKG-Wellen zu vermeiden. Es gibt mehrere Möglichkeiten, die Elektroden zu platzieren. Die Position der Elektroden wirkt sich auf die Morphologie der Wellenform und die Latenzzeit aus. Die beste Elektrodenposition zur Erzielung maximaler Wellenamplituden ist der Scheitelpunkt (weiße Elektrode) und der ipsilaterale Mastoid (rote Elektrode), wie in *Abbildung 48* (vertikale Montage).

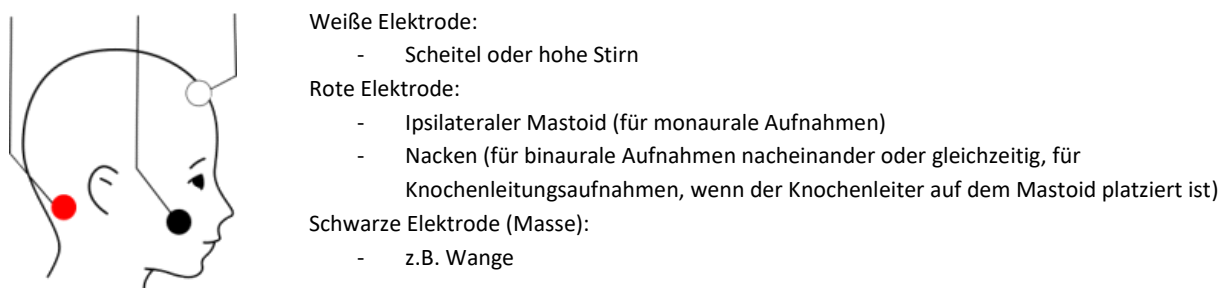


Abbildung 48: ABR-Elektrodenpositionierung mit vertikaler Montage

Alternativ zur Scheitelposition ist für die weiße Elektrode auch die hohe Stirnposition möglich. In diesem Fall nimmt die ABR-Amplitude jedoch leicht ab. Trotzdem wird die Stirn in der Praxis bevorzugt, vor allem bei Patienten, bei denen die Platzierung der Scheitel-Elektrode aufgrund von Haaren unpraktisch ist. Die Amplitude der Welle I kann bei einer horizontalen Anordnung (weiße Elektrode: ipsilateraler Mastoid; rote Elektrode: kontralateraler Mastoid) größer sein als bei der vertikalen Standardanordnung.

Wählen Sie das zu prüfende Ohr aus (*Rechts+Links*: gleichzeitige Messung von rechtem und linkem Ohr - bitte beachten Sie, dass in diesem Fall eine symmetrische Elektrodenmontage empfohlen wird und dass kein kontralaterales Maskierungsrauschen vorhanden ist). Die Messung der Elektrodenimpedanz beginnt (siehe *Abbildung 49*). Die Elektrodenimpedanz ist abhängig vom Elektrodenmaterial und der Oberfläche, mit der es in Kontakt kommt. Die Impedanz wird für die rote bzw. weiße Elektrode im Vergleich zur schwarzen Elektrode angezeigt ①. Der ABR-Test kann durch Drücken der Wiedergabetaste ② gestartet werden, wenn die Impedanzen unter 6 kΩ liegen und die Differenz zwischen roter und weißer Elektrodenimpedanz unter 3 kΩ liegt. Wenn Sie die Wiedergabetaste eine Zeit lang nicht drücken, erscheint eine Meldung, um Sie daran zu erinnern, die Messung durch Drücken der *Wiedergabetaste* zu starten. Es ist möglich, in den *AEP-Voreinstellungen* einen automatischen Start des ABR-Tests zu konfigurieren, sobald ausreichende Impedanzen vorhanden sind. Die Messung wird dann automatisch gestartet, wenn die Impedanzen unter 4 kΩ liegen und die Impedanzdifferenz unter 2 kΩ liegt. In manchen Fällen können diese Impedanzen jedoch nicht erreicht werden (z.B. ist bei kleinen Kindern eine Reinigung der Haut nicht möglich, da das Kind beim Reiben der Haut aufwachen würde), und ein ABR-Test soll trotz der nicht idealen Testbedingungen durchgeführt werden. In diesen Fällen erscheint eine Vorwärts-Taste ③, wenn die Impedanzen unter 12 kΩ und die Impedanzdifferenz unter 6 kΩ liegen. Wenn die Impedanzen schlechter sind, ist kein ABR-Test möglich. Bitte beachten Sie, dass die Impedanz bei Neugeborenen aufgrund der Zartheit der Haut höher sein kann. Wenn die Impedanzen zu hoch sind, überprüfen Sie das Elektrodenkabel (siehe PRAKTISCHE ANWENDUNG in Abschnitt [3.2.5: Überblick: Auditorisch evozierte Potentiale](#))

und reinigen Sie die Haut, verwenden Sie ein leitfähiges Gel und warten Sie ein paar Minuten, bis das Gel in die Haut eingedrungen ist.



Abbildung 49: ABR-Impedanzmessung (links: gute Impedanzen mit der Wiedergabetaste; Mitte: gute Impedanzen mit der Wiedergabetaste und Erinnerung, den Test durch Drücken der Wiedergabetaste zu starten; rechts: schlechte Impedanzen mit der Vorwärtstaste)

Wenn Sie einen ABR-Test mit einer Ohrsonde durchführen, werden Informationen zur Kalibrierung der Ohrsonde ① und zur Impedanzmessung ② auf dem Bildschirm angezeigt (siehe *Abbildung 50*). Sie können den Ansichtsmodus der Ohrsondenkalibrierung in den *AEP-Voreinstellungen* auf *Einfach* oder *Expertenmodus* einstellen. Wenn die Ergebnisse der Impedanzmessung oder der Ohrsondenkalibrierung nicht vollständig gültig sind, kann eine Vorwärts-Taste erscheinen, um mit dem ABR-Test fortzufahren. Weitere Informationen zur Ohrsondenkalibrierung, zu den Übersprungskriterien und zu den Unterschieden in der Kalibrierungsansicht finden Sie unter *PRAKTISCHE ANWENDUNG* im *Abschnitt 3.2.3: Transient evozierte otoakustische Emissionen (TEOAEs)*.

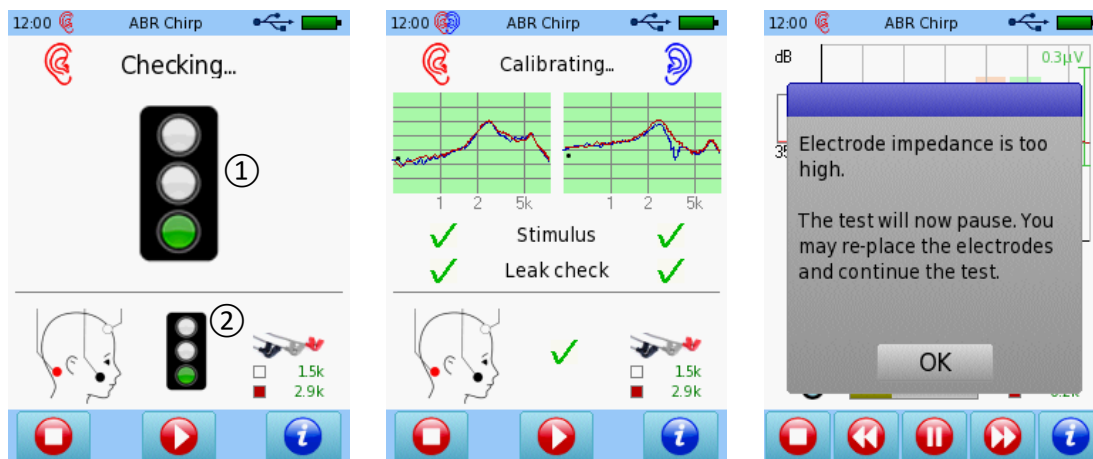


Abbildung 50: ABR-Impedanzmessung und Kalibrierung der Ohrsonde (links: gute Impedanzen und Sitz der Ohrsonde (einfacher Modus); Mitte: gute Impedanzen und Sitz der Ohrsonde (binauraler Test, Expertenmodus; rechts: schlechte Impedanz während der Messung)

Nach erfolgreicher Messung der Elektrodenimpedanz können Sie den Test durch Drücken der *Play-* (oder *Vorwärts-*) Taste starten. Der ABR-Stimulus wird über den Schallwandler dargeboten und die Reaktion wird über das Elektrodenkabel erfasst. Während der Messung wird die Elektrodenimpedanz überwacht. Falls die Impedanz zu hoch wird (z.B. weil eine Elektrode abgefallen ist), wird der Test automatisch unterbrochen (siehe *Abbildung*

50). Die Prüfung kann erst fortgesetzt werden, wenn die Elektrodenimpedanzen wieder auf tolerierbare Werte gesunken sind.

Während der ABR-Messung werden die folgenden Informationen auf dem Bildschirm angezeigt (siehe *Abbildung 51*):

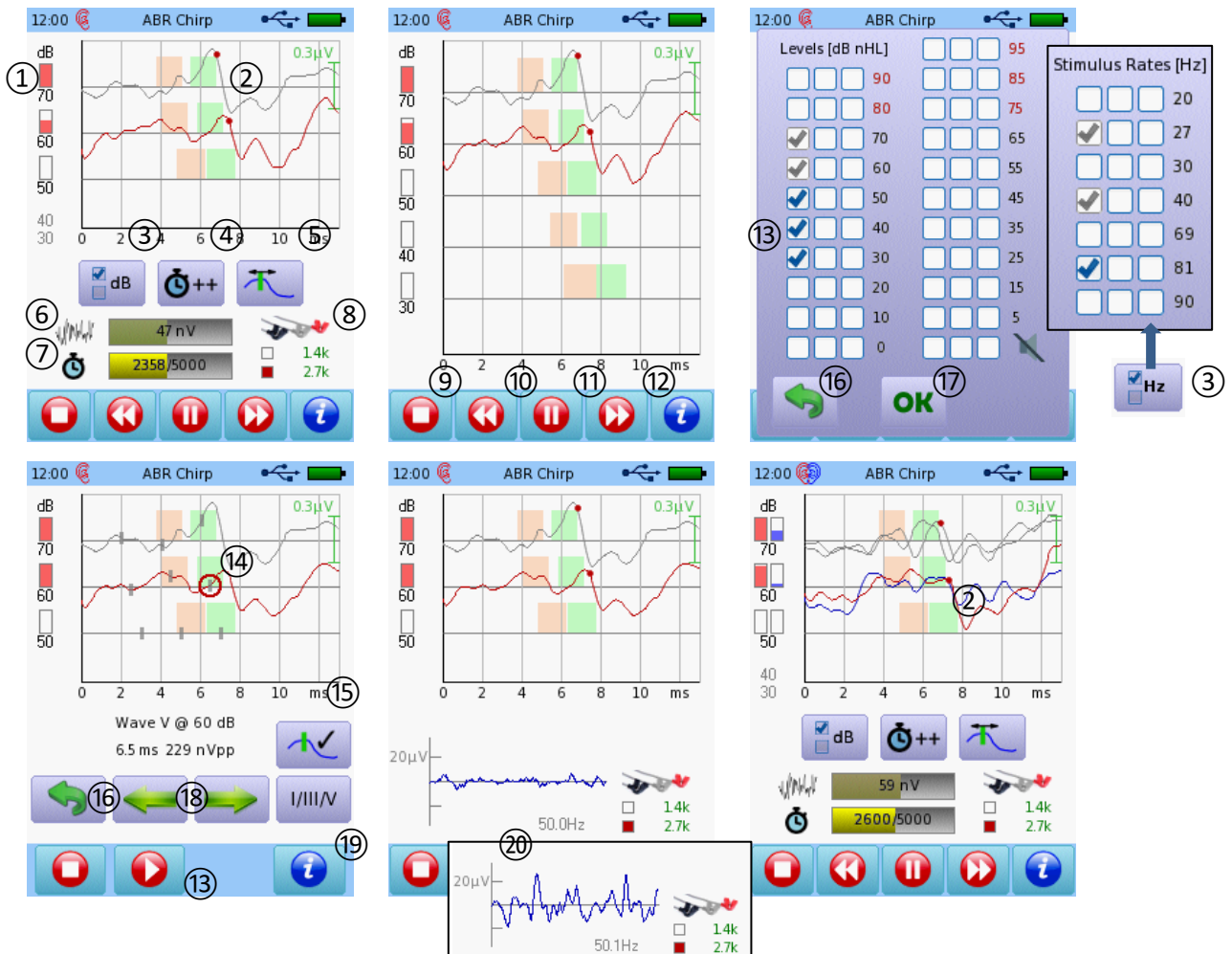


Abbildung 51: ABR-Messung (oben links: Standardmessbildschirm; oben Mitte: erweiterter Messbildschirm; oben rechts: Pegelauswahl (für Ratenmodus: Auswahl der Stimulusrate); unten links: Jewett-Marker-Einstellung; unten Mitte: Standard-Messbildschirm mit EEG-Rauschdiagramm für niedrige und hohe Rauschbedingungen; unten rechts: Standard-Messbildschirm für binaurale Messung)

ABR-Kurven werden für jede gewählte Reizstufe angezeigt (im Ratenmodus: für jede gewählte Reizrate). Im Standardmessbildschirm werden maximal drei Kurven gleichzeitig angezeigt. Die aktuell getestete Kurve wird in rot (rechtes Ohr) bzw. blau (linkes Ohr) dargestellt ②. Bereits bearbeitete Messkurven sind ausgegraut. Normative Daten für Welle III (roter Bereich) und V (grüner Bereich) werden angezeigt, falls in den Einstellungen konfiguriert. Durch Drücken auf den Grafikbereich wird eine erweiterte Ansicht von bis zu acht Messkurven angezeigt. Durch erneutes Drücken auf den Graphen wird wieder auf den Standardmessbildschirm mit drei Messkurven umgeschaltet. Durch horizontales Verschieben eines Fingers über die Zeitachse des ABR-Kurvenbereichs kann die Zeitskala angepasst werden. Durch vertikales Verschieben eines Fingers über die Grafikfläche kann die Amplitudenskala angepasst werden. Wenn die automatische Welle V-Erkennung aktiviert ist, zeigt die Welle V-Statusanzeige ① die statistisch berechnete Wahrscheinlichkeit an, dass eine Welle V im aufgezeichneten Signal vorhanden ist. Bei binauralen Messungen bezieht sich der rote Balken auf das rechte Ohr, der blaue Balken auf das linke Ohr. Wenn eine statistisch signifikante Welle V erkannt wird, wird ein roter bzw. blauer Punkt in der Kurve für das rechte bzw. linke Ohr angezeigt. Bitte beachten Sie, dass der Wave-V-

Statusindikator nur die statistische Erkennbarkeit eines Wave-V-Signals darstellt und nicht die normale Amplitude oder Latenz berücksichtigt.

Während einer ABR-Messung kann die vorkonfigurierte Pegelauswahl durch Drücken der Schaltfläche *Pegeleinstellung* ③ angepasst werden (im Ratenmodus können stattdessen die vorkonfigurierten Stimulusraten angepasst werden). Es öffnet sich eine Pegelmatrix und die ausgewählten Pegel werden angezeigt. Bereits getestete Stufen sind ausgegraut. Der Level-Setup-Bildschirm kann mit der Schaltfläche *Zurück* ⑯ (ohne Speichern der Änderungen) oder *OK* ⑰ (Speichern der Änderungen) verlassen werden. Außerdem kann die vorkonfigurierte Anzahl der Mittelwerte für die aktuelle Messkurve durch Drücken der Taste ④ (*Mittelwerte erhöhen*) um 1000 erhöht werden. Jewett-Marker können für die aktuell aktive Messkurve durch Drücken der Schaltfläche *Jewett-Marker-Modus* ⑤ gesetzt werden. Zu Beginn werden alle Marker grau dargestellt. Der aktive Marker wird mit einem Kreis ⑭ dargestellt. Der aktive Marker kann mit den Rechts-/Links-Pfeiltasten ⑱ verschoben und mit der Set-Marker-Taste ⑮ gesetzt werden. Der Marker wird dann rot oder blau (für das rechte bzw. linke Ohr) dargestellt. Wenn Sie die Markierung verschieben, wird sie wieder grau. Durch Drücken der Jewett-Marker-Auswahl taste ⑲ können Sie wählen, welcher Jewett-Marker (V, III und I) gesetzt werden soll. Der Jewett-Marker-Modus kann durch Drücken der Zurück-Taste ⑯ verlassen werden.

Der EEG-Rauschbalken ⑥ repräsentiert biologisches und externes Rauschen, das ein Indikator für die Angemessenheit der Messbedingungen ist. Bei guten Messbedingungen sollte der EEG-Rauschbalken grün bleiben. Mit zunehmendem Rauschen wird der EEG-Rauschbalken allmählich gelb und rot, was darauf hinweist, dass die biologischen und externen Artefakte zu hoch sein können, d. h. der Patient ist möglicherweise nicht ruhig und entspannt genug (z.B. Schlucken, Bewegung, zusammengebissener Kiefer/Zähne), oder die elektromagnetische Strahlung ist zu stark. Wenn Sie den EEG-Rauschbalken drücken, wird eine EEG-Rauschkurve ⑳ angezeigt. Sie können zur Ansicht des EEG-Rauschbalkens zurückkehren, indem Sie auf die EEG-Rauschkurve drücken. Der Fortschrittsbalken ⑦ zeigt den Fortschritt der Messung an der gerade aktiven Kurve an. Ist der Balken voll, ist die Messung für die aktuelle Messkurve beendet, d.h. die vom Benutzer festgelegte Anzahl der Mittelungen ist erreicht. Je nach Einstellung kann eine Messung auch schon vor Erreichen der Anzahl der Mittelwerte beendet sein, z.B. wenn *Auto Proceed* oder *Noise Stop Criterion* aktiv ist. Die Elektrodenimpedanz ⑧ wird während der Messung regelmäßig aktualisiert und die Messung wird unterbrochen, wenn die Impedanz zu hoch wird. Die Prüfung kann manuell unterbrochen ⑪, nach einer Pause fortgesetzt ⑬ oder gestoppt ⑨ werden. Auch eine Strommessung kann neu gestartet ⑩ oder übersprungen werden ⑫.

Nach Abschluss des Tests wird das ABR-Ergebnis angezeigt (siehe *Abbildung 52*). Die aufgezeichneten ABR-Kurven ② werden für jede Stimulusstufe zusammen mit normativen Bereichen angezeigt, wenn eine normative Datenaltersgruppe konfiguriert wurde. Wenn die automatische Erkennung der Welle V aktiviert wurde, wird die geschätzte Welle V als Punkt auf der Kurve angezeigt. Auch die statistische Gültigkeit der Welle V wird in der Welle V Statusanzeige ① angezeigt. Nach dem Setzen der Jewett-Marker wird der Wellenname (I, III und V) an den jeweiligen Markern ③ angezeigt. Die Auflösung der Amplitudenachse kann durch Verschieben eines Fingers nach oben (Vergrößern) oder unten (Verkleinern) auf dem Bildschirm des Ergebnisdiagramms geändert werden. Die Auflösung der Zeitachse kann durch Verschieben eines Fingers nach rechts (Vergrößern) oder links (Verkleinern) auf der Zeitachse des Ergebnisgrafikbildschirms geändert werden. Bitte beachten Sie, dass Signalverzögerungen für eingesetzte Kopfhörer und für unterschiedliche Stimulusraten kompensiert werden.

Die Latenzen für Welle I, III und V können vom Benutzer auf dem Jewett-Marker-Bildschirm ④ eingestellt werden. Der gerade aktive Marker wird durch einen Kreis angezeigt. Die Messkurve kann mit den Auf/Ab-Tasten ⑤ ausgewählt werden. Der aktive Marker kann mit den Rechts-/Links-Pfeiltasten ⑥ entlang der ausgewählten Messkurve verschoben und durch Drücken der Set-Marker-Taste ⑦ gesetzt werden. Während des Verschiebens des Markers ist er grau. Beim Setzen des Markers wird er rot oder blau (für das rechte bzw. linke Ohr). Bitte beachten Sie, dass die Reihenfolge der Marker immer mit einem Mindestabstand von 0,5 ms beibehalten wird (z.B. wird beim Verschieben des Jewett I-Markers nach rechts auch der Jewett III-Marker verschoben, sobald der Jewett I-Marker den Jewett III-Marker erreicht). Die dem aktiven Marker entsprechende Latenz und die daraus resultierende Amplitude wird als numerischer Wert unter dem ABR-Spurendiagramm angezeigt. Sie können

wählen, welchen Jewett-Marker (I, III oder V) Sie ändern möchten, indem Sie die Jewett-Marker-Auswahltaste (8) drücken. Wenn ein Marker geändert wurde, erscheint in der Fußzeile eine OK-Schaltfläche (13). Beim Verlassen der Ergebnisansicht können die Änderungen durch Drücken der OK-Taste (13) übernommen oder durch Drücken der Zurück-Taste (12) verworfen werden.

Indem Sie mit dem Finger auf dem Ergebnisbildschirm von rechts nach links streichen, können Sie zu anderen Ergebnisansichten weitergehen. Die drei Bildschirme zeigen ein Pegel-Latenz-Diagramm (Welle V: Kreise, Welle III: Dreiecke, Welle I: Quadrate) (9), numerische Werte der Amplituden, Latenzen und Inter-Peak-Latenzen zusammen mit anderen testbezogenen Informationen (wie Impedanzen, Anzahl der Mittelwerte und Rauschen für jede Kurve) (10) sowie allgemeine Informationen über den verwendeten Schallwandler und die Einstellungen (wie Mittelwerte, Stimulusrate, Stimulustyp, Testoptionen, Altersgruppe im Normbereich und Gesamtzeit) (11). Um angemessene Messbedingungen zu gewährleisten, sollte das Rauschen nach 2000 Durchschnittswerten <100 nV betragen. Mit zunehmenden Durchschnittswerten nimmt das Rauschen ab (z.B. < 70 nV nach 4000 Durchschnittswerten, < 50 nV nach 8000 Durchschnittswerten).

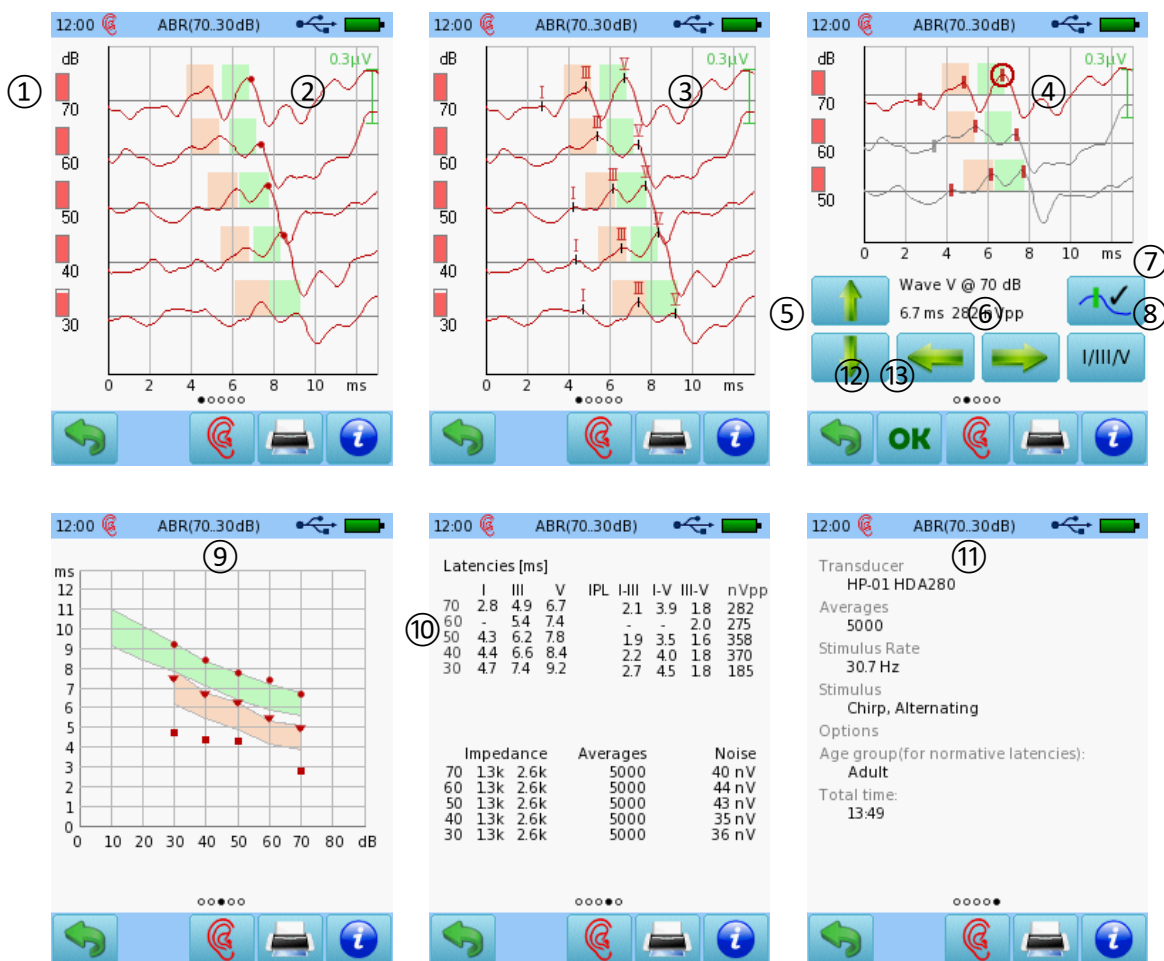


Abbildung 52: ABR-Ergebnis (oben links: Kurven mit geschätzter Welle V; oben Mitte: Kurven mit bestätigten Wellen I, III und V; oben rechts: Jewett-Marker-Einstellung; unten links: Pegel-Latenz-Diagramm; unten Mitte: Messdaten; unten rechts: allgemeine Testinformationen)

Für Stufenwiederholungen gibt es zusätzliche Optionen für die Darstellung von ABR-Spuren. Sie können nach Zeit (Testreihenfolge) oder nach Stufe sortiert dargestellt werden und ABR-Spuren derselben Stufe können zusammengefasst angezeigt oder übereinander gezeichnet werden, um die Wiederholbarkeit einer ABR-Reaktion für eine bestimmte Stufe zu bewerten. Die verfügbaren Optionen sind in Abbildung 53:

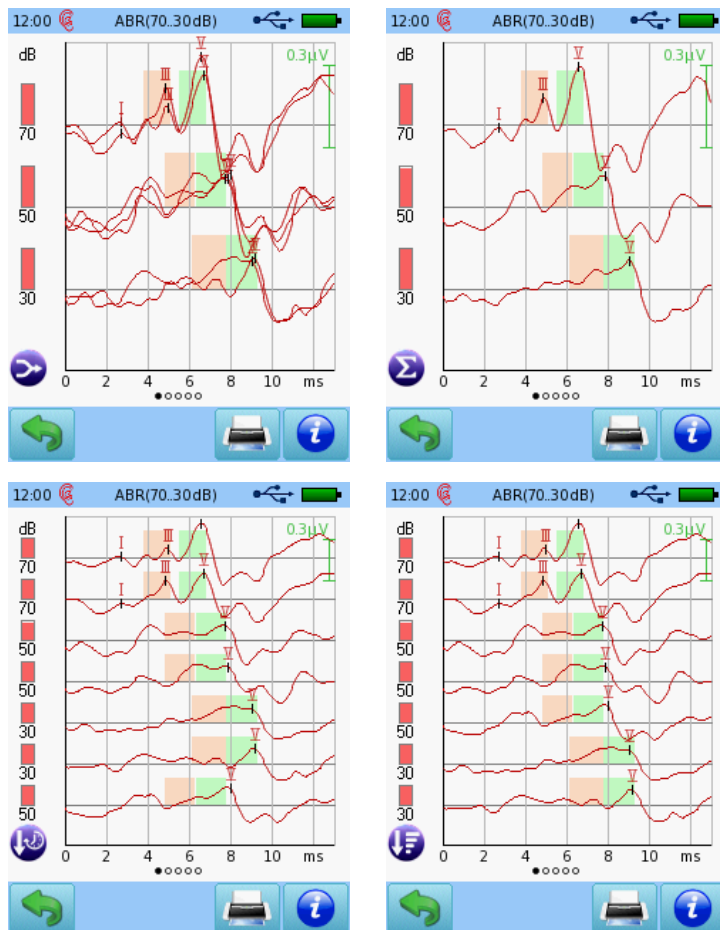


Abbildung 53: ABR-Ergebnisoptionen für wiederholte Stufen (oben links: Überlagerung von Kurven gleicher Stufen; oben rechts: Anzeige der summierten Kurven für gleiche Stufen; unten links: Anzeige der Kurven in Testreihenfolge; unten rechts: Anzeige der Kurven nach Stufe sortiert)

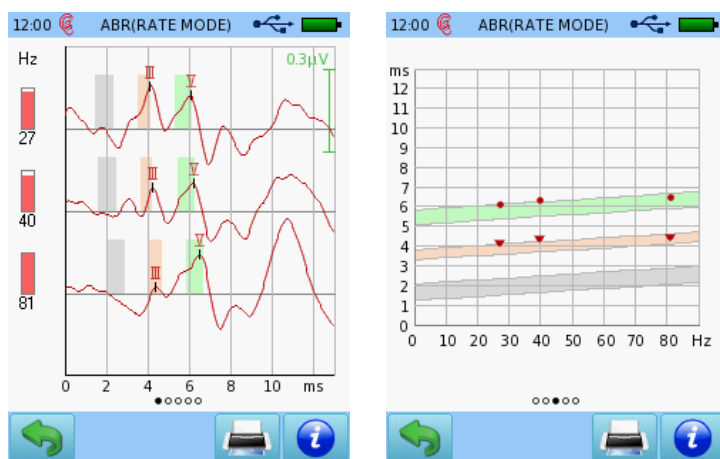


Abbildung 54: ABR-Ergebnis für den Ratenmodus (links: Kurven mit bestätigten Wellen III und V; rechts: Diagramm Stimulusrate vs. Latenzzeit)

Wenn der Ratenmodus ausgewählt wurde, werden die Kurven für jede getestete Stimulusrate angezeigt (anstelle des Stimuluspegels wie im Standardmodus), und es steht ein Diagramm Stimulusrate vs. Latenz zur Verfügung (anstelle eines Pegel-Latenz-Diagramms) (siehe Abbildung 54). Das grundlegende Layout der Ergebnisansichten im Ratenmodus ähnelt den Ergebnisansichten im Standardmodus.

Für die Interpretation der ABR-Ergebnisse können die folgenden Fallbeispiele herangezogen werden (siehe *Abbildung 55* zu *Abbildung 58*):

- **Normal hörende Patienten** (siehe *Abbildung 55*): ABRs mit breitbandigen Stimuli sind bei Normalhörenden in der Regel bis zu einem Wert von etwa 10 dB nHL messbar. Die Latenz der Welle V nimmt zu und die Amplitude der Welle V nimmt mit abnehmendem Stimuluspegel ab. Die Latenzen der Welle V liegen im normalen Bereich, wenn eine geeignete Altersgruppe ausgewählt wurde.

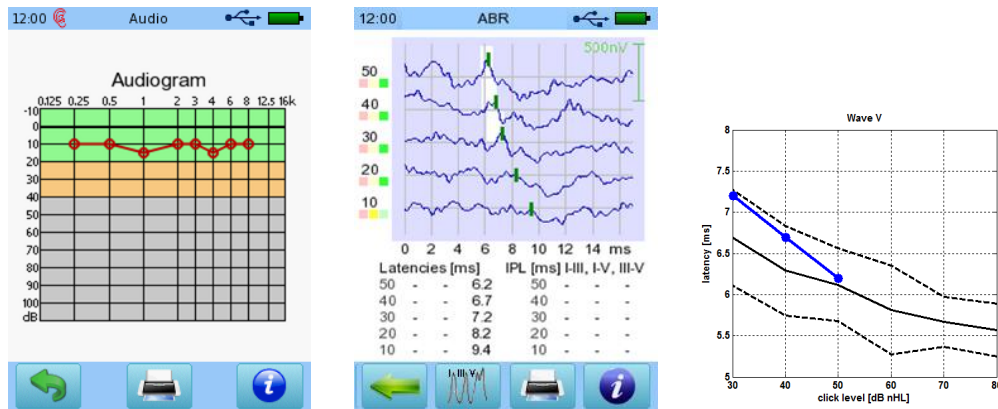


Abbildung 55: Beispiel eines ABR-Ergebnisses für einen normal hörenden Patienten (links: Audiogramm; Mitte: ABR-Spuren; rechts: Latenzfunktion)

- **Schallleitungsschwerhörigkeit** (siehe *Abbildung 56*): Bei einem Patienten mit Schallleitungsschwerhörigkeit nimmt der effektive Reizpegel ab. Dies hat zur Folge, dass sich die Latenzen und Amplituden aller Wellen verändern. Dies beinhaltet, dass die Latenz der Welle V typischerweise über den normalen Latenzbereich hinausgeht. Die der Welle V vorausgehenden Wellen sind oft nicht erkennbar. Die Interpeak-Latenz ist nicht betroffen. Bei einer Schallleitungsschwerhörigkeit mit einem flachen Audiogramm ist die Pegel-Latenz-Funktion entlang der Pegelachse um den Betrag der Schallleitungsschwerhörigkeit verschoben. Die ABR-Schwelle wird bei Stimuluspegeln erreicht, die dem Hörverlust bei mittleren bis hohen Frequenzen entsprechen.

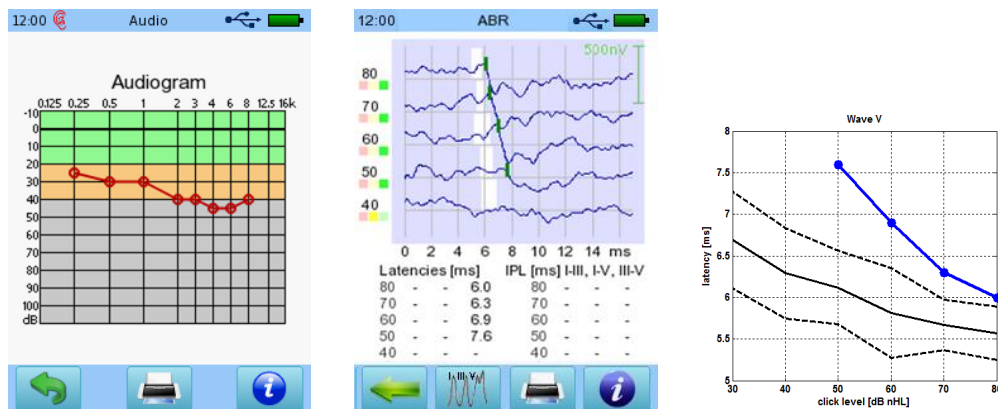


Abbildung 56: Beispiel eines ABR-Ergebnisses für einen Patienten mit Schallleitungsschwerhörigkeit (links: Audiogramm; Mitte: ABR-Spuren; rechts: Latenzfunktion)

- **Cochlearer Hörverlust** (siehe *Abbildung 57*): Die Gesamtwirkung hängt vom Schweregrad und der Ausprägung des Hörverlusts sowie von der Frequenzzusammensetzung des Stimulus ab. Die Latenzen der Welle V entsprechen im Wesentlichen denen von Normalhörenden, sofern die Stimuli mindestens 20 dB über der Schwelle bei 4 kHz liegen, die Konfiguration des Hörverlusts nicht steil abfällt und der Schweregrad leicht bis mittelschwer ist. Die Inter-Peak-Latenz I-V ist normal. Die Pegel-Latenz-

Funktionen für diese Patienten konvergieren bei hohen Stimuluspegeln mit denen von Normalhörenden.

Fallbeispiel 1: ABRs bei einem Patienten mit mittelschwerem hochfrequenten Cochlea-Hörverlust (Klick, Stimulusrate: 20 Hz): Im Vergleich zu einem normal hörenden Patienten treten ABRs mit geringerer Amplitude und leicht erhöhter Welle V-Latenz auf. Die ABR-Schwelle wird bei Stimuluspegeln erreicht, die dem Hörverlust bei mittleren bis hohen Frequenzen entsprechen. Die verlängerte Latenzzeit bei niedrigen Stimuluspegeln entspricht der Ausbreitungszeit der Wanderwelle entlang des nicht funktionierenden basalen Teils der Cochlea bei diesen Pegeln.

Fallbeispiel 2: ABR bei einem Patienten mit schwerem hochfrequenten Cochlea-Hörverlust (Klick, Stimulusrate: 20 Hz): Die ABR-Schwelle wird bei Stimuluspegeln erreicht, die dem Hörverlust bei hohen Frequenzen entsprechen. Niederfrequente Schwellenwerte können aufgrund der geringen Synchronisation der Nervenfaseraktivität im apikalen Bereich der Cochlea nicht bewertet werden.

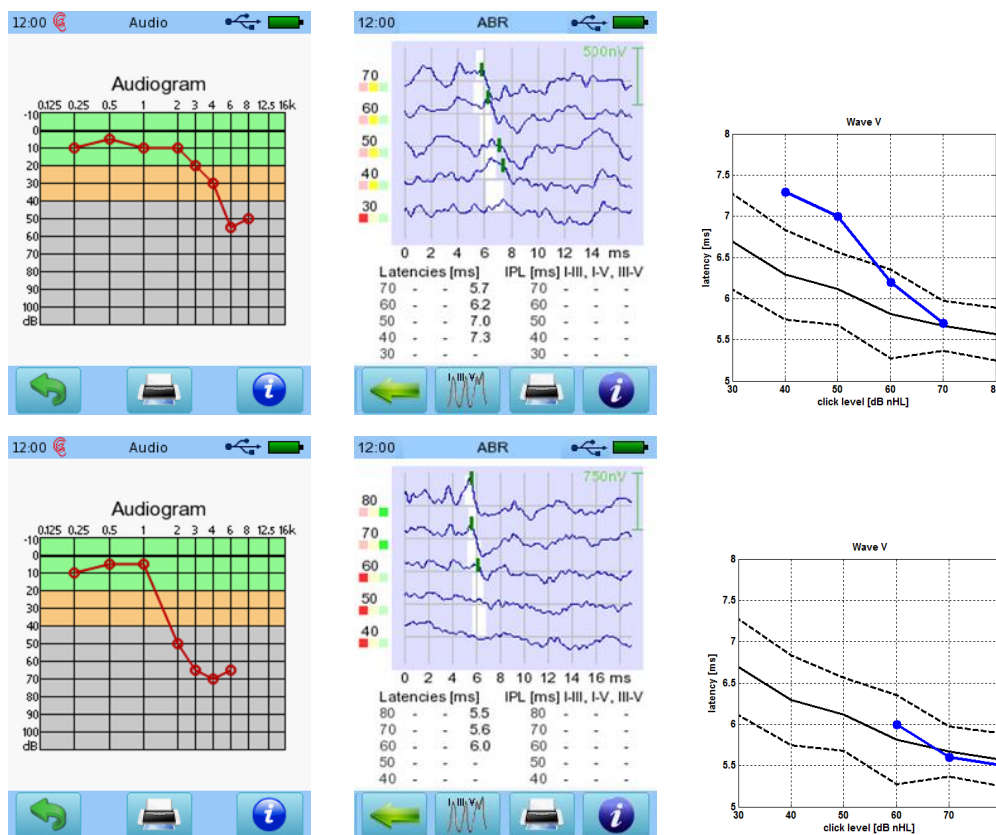


Abbildung 57: ABR-Ergebnisbeispiele für Patienten mit Cochlea-Hörverlust (oben: Fallbeispiel 1; unten: Fallbeispiel 2) (links: Audiogramm; Mitte: ABR-Spuren; rechts: Latenzfunktion)

- **Retrocochleärer Hörverlust** (siehe Abbildung 58): ABRs bei einem Patienten mit neuronalen Störungen (Klick, Stimulusrate: 10 Hz): Das ABR-Wellenmuster unterscheidet sich im Vergleich zu normal hörenden Patienten und Patienten mit cochleärer oder Schallleitungsschwerhörigkeit hinsichtlich der I-V-Interpeak-Latenz (IPL). Die I-V-IPL ist verlängert (4,4 ms), was auf eine reduzierte neuronale Übertragungszeit zwischen Cochlea und Hirnstamm zurückzuführen ist, die das normale I-V-Intervall übersteigt (Frauen: $3,8 \pm 0,2$ ms; Männer: $4,0 \pm 0,2$ ms). Wenn Daten von beiden Ohren verfügbar sind, können Unterschiede in der interauralen Welle V-Latenzzeit ausgewertet werden (nicht gezeigt). Die Unterschiede in der Latenz der Welle V sollten nicht mehr als 0,3 bis 0,4 ms zwischen den Ohren betragen, wenn keine deutliche interaurale Asymmetrie im Hörverlust vorliegt.

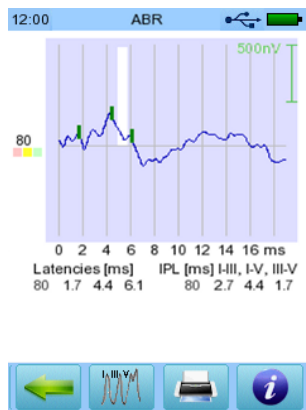


Abbildung 58: Beispiel für ein ABR-Ergebnis bei einem Patienten mit retrocochleärem Hörverlust

Quick ABR

Sentiero Advanced bietet hauptsächlich für Screening-Zwecke eine Alternative zum Standard-ABR-Modul. Wählen Sie *QuickABR* auf dem Modulauswahlbildschirm aus. Wenn mehr als ein AEP-Test lizenziert ist, finden Sie *QuickABR* im Abschnitt *AEP*. Ändern Sie bei Bedarf die Parameter. Die Parameteroptionen sind im Vergleich zum Standard-ABR-Modul reduziert und bieten nur eine Auswahl von Reizstärke und normativer Latenzzeit-Altersgruppe. Die Stimuluspegel werden in dB eHL angegeben, was einen *geschätzten Hörpegel* mit dB eHL = dB nHL + 10 dB darstellt. Der Offset wurde aufgrund der Erfahrung gewählt, dass ABR normalerweise nur bis zu 10 dB über der Hörschwelle aufgezeichnet werden kann. Durch die Einführung des zusätzlichen Offsets wird daher davon ausgegangen, dass die typische ABR-Detektionsschwelle für normalhörende Patienten bei 0 dB eHL erreicht wird. Es wird ein fester Stimulusaufbau (Stimulusrate, Stimuluspolarität, Anzahl der Mittelwerte) verwendet. Im QuickABR-Modul prüft der statistische Erkennungsalgorithmus nur auf eine Welle V im Bereich der normalen Latenz, im Gegensatz zum Standard-ABR-Modul, das eine Welle V in einem breiteren Zeitrahmen prüft, der auch späte Latenzen umfasst.

Für die Vorbereitung des Patienten (Einweisung, Hautvorbereitung und Elektrodenmontage) beachten Sie bitte die Erläuterungen für das Standard-ABR-Modul. Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler (z.B. Kopfhörer, Einsteckhörer, Ohrsonde, Ohrkuppel) und ein Elektrodenkabel angeschlossen sind. Wählen Sie das Testohr aus (*Rechts+Links*: gleichzeitige Messung des rechten und linken Ohrs). Die Messung der Elektrodenimpedanz beginnt. Wenn der Test mit einer oder zwei Ohrsonden durchgeführt wird, beginnt auch die Kalibrierung der Ohrsonden. Weitere Informationen zur Impedanzmessung und Ohrsondenkalibrierung finden Sie in den Erläuterungen zum Standard-ABR-Modul. Nach erfolgreicher Elektrodenimpedanzmessung können Sie den Test durch Drücken der *Play-* (oder *Vorwärts-*) Taste starten. Während der QuickABR-Messung werden die folgenden Informationen auf dem Bildschirm angezeigt (siehe *Abbildung 59*):

Die aufgezeichnete ABR-Kurve wird für den ausgewählten Stimuluspegel ① aufgezeichnet. Der Stimuluspegel wird unterhalb der ABR-Kurve angezeigt. Normative Daten für Welle III (roter Bereich) und V (grüner Bereich) werden angezeigt, falls in den Einstellungen konfiguriert. Durch vertikales Gleiten eines Fingers über den Diagrammbereich kann die Amplitudenskala angepasst werden. Der Indikator für die Gültigkeit der Welle V ② spiegelt die statistisch berechnete Wahrscheinlichkeit wider, dass eine Welle V mit normaler Latenzzeit im aufgezeichneten Signal vorhanden ist. Bei binauralen Messungen bezieht sich der rote Balken auf das rechte Ohr, der blaue Balken auf das linke Ohr. Wenn für eine Ohrseite eine gültige Welle V erkannt wird, wird anstelle der Gültigkeitsanzeige der Welle V ein grünes Häkchen angezeigt.

Der EEG-Rauschbalken ③ repräsentiert biologisches und externes Rauschen, das ein Indikator für die Angemessenheit der Messbedingungen ist. Bei guten Messbedingungen sollte der EEG-Rauschbalken grün bleiben. Mit zunehmendem Rauschen wird der EEG-Rauschbalken allmählich gelb und rot, was darauf hinweist, dass die biologischen und externen Artefakte möglicherweise zu hoch sind, d. h. der Patient ist möglicherweise

nicht ruhig und entspannt genug (z.B. Schlucken, Bewegung, zusammengebissener Kiefer/Zähne), oder die elektromagnetische Strahlung ist möglicherweise zu stark. Der Fortschrittsbalken ④ zeigt den Fortschritt der Messung in Bezug auf die maximale Anzahl von Durchschnittswerten an. Wenn der Balken voll ist, ist die Messung beendet. Die Messung kann früher beendet werden, wenn eine gültige Reaktion erkannt wird, bevor die maximale Anzahl der Mittelwerte erreicht ist. Die Elektrodenimpedanz ⑤ wird während der Messung regelmäßig aktualisiert und die Messung wird unterbrochen, wenn die Impedanz zu hoch wird. Der Test kann manuell pausiert ⑦, nach einer Pause fortgesetzt werden (Pause-Taste wird zur Play-Taste - nicht in *Abbildung 59*), oder gestoppt werden ⑥.



Abbildung 59: QuickABR-Messung (links: monaural; Mitte/Rechts: binaural)

Nach Abschluss des Tests wird das QuickABR-Ergebnis angezeigt (siehe *Abbildung 60*). Die aufgezeichnete ABR-Spur ① wird für die ausgewählte Reizstufe zusammen mit normativen Bereichen angezeigt, wenn eine normative Datenaltersgruppe konfiguriert ist. Das Gesamtergebnis wird als grünes Häkchen ② (gültige Antwort) oder als rotes Symbol ③ (ungültige Antwort) dargestellt. Die Auflösung der Amplitudenachse kann durch Verschieben eines Fingers nach oben (Vergrößern) oder unten (Verkleinern) auf dem Bildschirm des Ergebnisdiagramms geändert werden. Bitte beachten Sie, dass die Signalverzögerungen für eingesetzte Kopfhörer kompensiert werden. Zusätzliche Informationen über den angewendeten Stimulustyp und -pegel, die Anzahl der Mittelwerte, die EEG-Amplitude und die Impedanz werden am unteren Rand der Ergebnisansicht angezeigt ④.

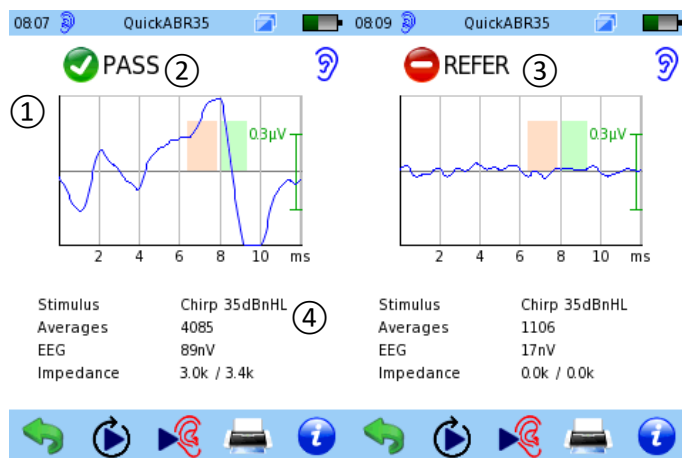


Abbildung 60: QuickABR-Ergebnis (links: gültige Antwort; rechts: keine gültige Antwort)

E-ABR

Eine weitere Version des Standard-ABR-Moduls ist das E-ABR-Modul, mit dem elektrisch evozierte Hirnstammantworten aufgezeichnet werden können, um festzustellen, ob der Hörnerv angemessen auf elektrische Stimulationen reagiert.

Das E-ABR-Modul ermöglicht die Messung von ABR-Reaktionen bei Patienten mit einem Cochlea-Implantat. Der elektrische Reiz wird von einem externen Stimulator, in der Regel einem Cochlea-Implantat-Anpassungssystem (das vom Hersteller des Cochlea-Implantats bereitgestellt wird), angelegt. Der elektrische Reiz wird direkt an die Spule des Cochlea-Implantats übertragen, wo er an die Cochlea-Implantat-Elektrode weitergeleitet und in eine Stimulation des Hörnervs umgewandelt wird. Die ABR-Reaktionen werden von der Kopfhaut des Patienten über Oberflächenelektroden aufgezeichnet, die am Patienten angebracht sind (wie bei der normalen ABR). Die Oberflächenelektroden sind mit einem Elektrodenkabel verbunden, das an den Sentiero Advanced angeschlossen ist. Um die Antworten korrekt zu synchronisieren, muss die zeitliche Abfolge der Stimuli auf der Geräteseite bekannt sein. Aus diesem Grund werden die Stimulus-Trigger-Impulse vom Cochlea-Implantat-Anpassungssystem an das Messgerät übertragen.

Das E-ABR-Modul des Sentiero Advanced ermöglicht die Messung von bis zu 15 Leiterbahnen in einem Prüflauf und bietet eine automatische Ansprecherkennung und Jewett-V-Markierung. Die grundlegenden ABR-Funktionsprinzipien sind die gleichen wie beim Standard-ABR-Modul.

Wählen Sie *E-ABR* auf dem Modulauswahlbildschirm. Wenn mehr als ein AEP-Test lizenziert ist, befindet sich *E-ABR* im Abschnitt *AEP*. Wählen Sie die Voreinstellung, die Sie durchführen möchten. Ändern Sie ggf. die Aufzeichnungsparameter (z.B. automatische V-Wellen-Erkennung, Deaktivierung der Impedanzprüfung während der Messung, Triggeroptionen) und den Namen des Presets. Die Stimulusparameter müssen am Anpasssystem des Cochlea-Implantats konfiguriert werden. Weitere Informationen über das Cochlea-Implantat-Anpassungssystem finden Sie in der jeweiligen Bedienungsanleitung oder wenden Sie sich an den Hersteller des Cochlea-Implantats.

Vor Beginn des Tests sollte der Patient über den Testablauf instruiert werden. Stellen Sie sicher, dass die Testbedingungen (Patientenposition und -entspannung, Elektrodenmontage, Umgebungsbedingungen) angemessen sind und ein gültiges Elektrodenkabel an das Sentiero Advanced angeschlossen ist. Weitere Informationen finden Sie in den Erläuterungen zum Standard-ABR-Modul. Bitte vergewissern Sie sich auch, dass die Stimuluskonfiguration des Cochlea-Implantat-Anpassungssystems angemessen ist und ein geeigneter Schallwandler an das Cochlea-Implantat-Anpassungssystem angeschlossen ist.

Wählen Sie das Testohr aus. Die Messung der Elektrodenimpedanz beginnt (siehe Erläuterungen zum Standard-ABR-Modul). Der ABR-Test kann durch Drücken der Wiedergabetaste gestartet werden, wenn die Impedanzen geeignet sind. Beim Starten der Abspieltaste prüft das Gerät auf einen gültigen Triggereingang. Sobald ein Triggersignal erkannt wird, startet die Messung synchronisiert zum Triggersignal. Während der Messung wird die Elektrodenimpedanz überwacht. Sollte mindestens eine der Impedanzen zu hoch werden (z.B. weil eine Elektrode abgefallen ist), wird der Test automatisch abgebrochen. Die Prüfung kann erst fortgesetzt werden, wenn die Elektrodenimpedanzen wieder auf tolerierbare Werte gesunken sind.

Während der E-ABR-Messung werden die auf dem Bildschirm angezeigten Informationen (siehe *Abbildung 61*) ähnlich wie bei der Standard-ABR-Messung, d. h. der Bildschirm zeigt E-ABR-Kurven (eine Ansicht aller Kurven erscheint, wenn man auf das Kurvendiagramm klickt; die Kurven sind fortlaufend nummeriert), Rauschen, den Aufzeichnungsfortschritt für die aktuell gemessene Kurve und Elektrodenimpedanzen. Die Kurve beginnt 1 ms vor dem Einsetzen des Stimulus, um das elektrische Artefakt des externen Stimulators zu zeigen. Eine Messkurve ist beendet, sobald der Fortschrittsbalken voll ist, d. h. die vorkonfigurierte Anzahl der Mittelwerte erreicht ist. Die Messung wird dann pausiert. Nach dem Einrichten der nächsten Testkonfiguration am Cochlea-Implantat-Anpasssystem kann die Aufzeichnung am Sentiero Advanced durch Drücken der Wiedergabetaste erneut gestartet werden. Wenn konfiguriert, führt eine Triggerpause automatisch zum Wechsel zu einer neuen

Messkurve. Die Aufzeichnung einer Spur kann durch Drücken der Vorwärts- oder *Rückwärtstaste* übersprungen oder neu gestartet werden. Die vorkonfigurierte Anzahl der Durchschnittswerte kann durch Drücken der Taste "*Increase averages*" erhöht werden. Ein EEG-Rauschdiagramm kann durch Drücken der EEG-Leiste angezeigt werden. Nach Beendigung des Tests wird ein E-ABR-Ergebnis angezeigt, das mit dem Standard-ABR-Ergebnis vergleichbar ist.

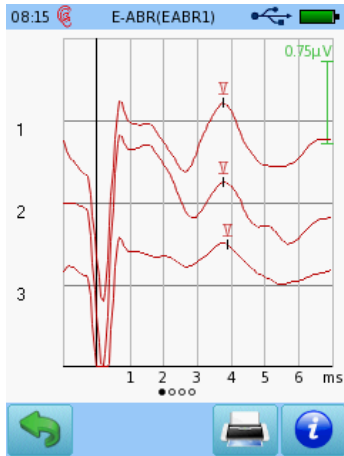


Abbildung 61: E-ABR-Messung

LITERATUR

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

Auditory Steady-State Responses (ASSRs) liefern frequenzspezifische und quantitative Informationen über die Schallverarbeitung im Hirnstamm und in subkortikalen Regionen (Picton *et al.* 2003; Herdman und Stapells 2003). ASSRs werden durch schmalbandige Reize ausgelöst, d.h. durch einen amplituden- (und frequenz-) modulierten Sinus oder einen schmalbandigen Chirp, der die Zeitverzögerung an der Basilarmembran kompensiert. Im Vergleich zu einem modulierten Sinus verringert die Verwendung eines schmalbandigen Chirps die Frequenzspezifität, erhöht aber die Antwortamplituden. Je nach den Frequenzkomponenten des Stimulus werden unterschiedliche Sinneszellregionen innerhalb der Cochlea stimuliert. Je nach Modulationsfrequenz (d.h. bei Sinus: Amplitudenmodulationsrate, bei Chirp: Wiederholungsrate - im Folgenden wird nur noch der Begriff Stimulusrate verwendet) werden Ausgangsneuronen in unterschiedlichen Regionen der Hörbahn aktiviert. Die Stimulusrate wird so gewählt, dass sich die transienten Antworten am Ort der Erzeugung überschneiden und somit eine stationäre Antwort geliefert wird. Typische Stimulusraten sind 40 und 80 Hz. 40-Hz-ASR werden hauptsächlich im auditorischen Subkortex erzeugt (Mäkelä und Hari, 1987; Pantev *et al.*, 1996; Ross *et al.*, 2003), während 80-Hz-ASR im Hirnstamm erzeugt werden (Herdman *et al.*, 2002). Im Vergleich zu transienten AEPs enthalten 40-Hz-ASR sowohl Antwortkomponenten mit früher als auch mit mittlerer Latenz, während 80-Hz-ASR nur aus Antworten mit früher Latenz bestehen (Mäkelä und Hari, 1987). 40-Hz-ASR werden von der Vigilanz beeinflusst und eignen sich daher für wache und aufmerksame Patienten (Galambos *et al.*, 1981), während 80-Hz-ASR nicht von der Vigilanz beeinflusst werden und sich daher für Säuglinge und generell für schlafende Patienten (einschließlich sedierter und anästhesierter Patienten) eignen (Levi *et al.*, 1983). Bei Neugeborenen sind Antworten mit mittlerer Latenz in der Regel nicht verfügbar, so dass die Amplitude der 40-Hz-ASSR im Allgemeinen reduziert ist. Außerdem hängt die optimale Stimulusrate auch von der Trägerfrequenz ab. Die Amplituden der 40-Hz-ASSR-Antwort nehmen mit abnehmender Trägerfrequenz zu (Rodriguez *et al.*, 1986, Picton *et al.*, 1987), während die Amplituden der 80-Hz-ASSR-Antwort bei mittleren Trägerfrequenzen zwischen 1 und 2 kHz maximal sind (John *et al.*, 2001, Dimitrijevic *et al.*, 2002). Bei Frequenzen ab 6 kHz können sogar höhere Stimulusraten bis zu 160 Hz verwendet werden (Lodwig und Rosner, 2016). Mit zunehmender Stimulusrate nimmt das Hintergrundrauschen bei der Aufzeichnung der Reaktion ab. Die Reaktion kann über Fernfeldelektroden im EEG als Sinussignal mit einer der Stimulusrate folgenden Frequenz erfasst werden. Die Reaktion kann im Frequenzbereich statistisch analysiert werden (Stapells *et al.*, 1987; Dobie und Wilson, 1989; Picton *et al.*, 2001).

Bei Verwendung unterschiedlicher Stimulusraten für verschiedene Trägerfrequenzen ist eine gleichzeitige Messung bei mehreren Frequenzen möglich (Lins und Picton, 1995). Der Unterdrückungseffekt bei gleichzeitigen Messungen mehrerer Frequenzen mit einem Mindestabstand von einer Oktave zwischen den gleichzeitig getesteten Frequenzen ist bei 80 Hz ASSR deutlich geringer als bei 40 Hz ASSR (John *et al.*, 1998; Ross *et al.*, 2003). Bei 40 Hz ASSR kann die Amplitude um 50 % abnehmen, während sie bei 80 Hz ASSR um etwa 15 % abnehmen kann. Der Unterdrückungseffekt kann von Patient zu Patient sehr unterschiedlich sein. Darüber hinaus kann die Stimulusrate während des Tests leicht verändert werden, um Artefakte durch elektromagnetische Strahlung zu reduzieren.

Im Gegensatz zu DPOAEs geben ASSRs Auskunft über den Grad des Hörverlustes im gesamten dynamischen Bereich des Hörens. Daher sind ASSRs ein geeignetes Mittel zur frequenzspezifischen und quantitativen Bewertung des Hörstatus insbesondere bei Kindern und können zur Verbesserung der Hörgeräteanpassung beitragen. Einsatzgebiete der ASSR sind die Verlaufsdiagnostik nach dem Neugeborenen-Hörscreening, die topologische Diagnostik (zusammen mit Tympanometrie, OAE), die neurologische Diagnostik und die frequenzspezifische Bestimmung von Hörschwellen.

ASSRs sind besonders nützlich für die objektive Bestimmung der Hörschwelle bei niedrigen Frequenzen, für die keine DPOAEs verfügbar sind. Zur objektiven Bestimmung der Hörschwellen wird empfohlen, in einer ersten Stufe die DPOAE-Schwelle bei den gewünschten Frequenzen zu messen und in einer zweiten Stufe die ASSRs bei Frequenzen, bei denen keine DPOAE-Antwort festgestellt werden konnte. Die durchschnittliche Testzeit für acht

Testfrequenzen beträgt etwa 15 Minuten für normal hörende Patienten und etwa 25 Minuten für Patienten mit Hörminderung (Rosner, 2013b).

Es stehen zwei ASSR-Workflows zur Verfügung:

- **ASSR Fixed** ermöglicht die frequenzspezifische Messung von ASSR auf einer oder mehreren Ebenen. Für jede Frequenz/Pegel-Kombination wird ein Antwort-Erkennungsstatus (gültige/ungültige Antwort) geliefert.
- **ASSR Threshold** ermöglicht die frequenzspezifische Bestimmung von Hörschwellen innerhalb eines konfigurierbaren Pegelbereichs durch Messung der ASSR mit adaptiver PegelEinstellung (Bracketing-Algorithmus). Der Hörverlust wird mittels fester Offsetwerte geschätzt. Die Schwellenwertermittlung wird bei einer Frequenz gestoppt, wenn zwei aufeinanderfolgende Antworten bei einer Frequenz nicht gültig sind.

ASSR-Tests können binaural durchgeführt werden, wenn ein geeigneter Wandler angeschlossen ist (z.B. Kopfhörer, zwei Ohrsonden), was die Testzeit um den Faktor zwei reduzieren kann. Die ASSR kann bei Frequenzen von 250 Hz bis 8 kHz gemessen werden, wobei die Stimuli in mehreren Frequenzen präsentiert werden.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie ASSR auf dem Modalauswahlbildschirm aus. Wenn mehr als ein AEP-Test lizenziert ist, befindet sich ASSR im Abschnitt *AEP*. Wählen Sie die Voreinstellung, die Sie durchführen möchten. Ändern Sie ggf. die Parameter (z.B. Testmodus, Stimulusfrequenzen, Stimuluspegel (ASSR Fixed) oder Pegelbereich (ASSR Threshold), Stimulusrate, Stimulusbandbreite, Mittelungszeit) und den Namen der Voreinstellung nach Bedarf.

Konjunkturrate:

Im Allgemeinen wird empfohlen, 40 Hz ASSR bei wachen und wachen Patienten (z.B. Kinder und Erwachsene) und 80 Hz ASSR bei schlafenden Patienten (z.B. Babys, sedierte Patienten, während der Anästhesie) zu verwenden. Der Auto-Modus bietet ein leistungsoptimiertes Stimulusraten-Paradigma, das die Stimulusrate mit zunehmender Frequenz erhöht und dabei die Abhängigkeit der Stimulusraten von den Trägerfrequenzen und die Abhängigkeit des Rauschpegels von den Stimulusraten berücksichtigt. Der Auto-Modus kann für wache oder schlafende Patienten verwendet werden. Bitte beachten Sie, dass die Stimulusraten gejittert sind, um die Resistenz gegen Störgeräusche zu verbessern.

Die Bandbreite der Anreize:

Mit zunehmender Stimulusbandbreite nimmt die Antwortamplitude zu, die Frequenzspezifität jedoch ab. Die Auswahl der Stimulusbandbreite wirkt sich auf die Frequenzauswahl aus.

Rauschen maskieren

Eine kontralaterale Maskierung wird empfohlen, wenn eine signifikante Asymmetrie des Hörverlusts zwischen den Ohren besteht, d. h. bei Unterschieden von etwa 30 bis 40 dB (Kopfhörer) oder etwa 50 bis 60 dB (Einsteckhörer). Bei Verwendung eines Knochenleiters ist die Anwendung von kontralateralem Rauschen unerlässlich.

Durchschnittswerte:

Bei festen Messbedingungen nimmt mit zunehmender Mittelungszeit das Grundrauschen ab und die Zuverlässigkeit der Gültigkeit der Antworten und damit die Qualität der Schwellenwertbestimmung steigt.

Kriterium der Geräuschunterbrechung:

Wenn diese Option aktiviert ist (d.h. Rauschstoppkriterium >0 nV), wird die Aufzeichnung einer Messkurve gestoppt, sobald das Restrauschen unter die definierte Rauschschwelle fällt und keine Reaktion erkannt wird. Wenn diese Option aktiviert ist, wird die Aufzeichnung also beschleunigt, wenn keine Reaktion vorliegt.

Vor Beginn des Tests sollte der Patient über das Testverfahren aufgeklärt werden. Um Muskelartefakte zu reduzieren, sollte der Patient ruhig und völlig entspannt sein und bequem auf einer Liege oder einem Bett liegen. Bei 40 Hz ASSR sollten die Patienten wach bleiben, während sie bei 80 Hz ASSR schlafen können. Bei Säuglingen sollten Sie versuchen, den Patienten im Spontanschlaf oder unter Sedierung zu testen, sofern dies medizinisch zulässig ist. Um Umgebungsartefakte zu reduzieren, führen Sie die Messung in einem Raum mit geringer elektromagnetischer Strahlung durch, d. h. in einer elektrisch abgeschirmten Metallkabine oder einem anderen Raum ohne eingeschaltete elektrische Geräte (z.B. Computer, Licht, Telefon, Mobiltelefon, Stromtransformator) in unmittelbarer Nähe der Messgeräte. Ein abgeschirmtes Elektrodenkabel kann ebenfalls zur Verringerung elektromagnetischer Störungen beitragen. Eine akustisch abgeschirmte Kabine oder ein ruhiger Raum wird empfohlen, wenn ASSR zur Schwellenbestimmung bei niedrigen Schalldruckpegeln eingesetzt wird.

Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler (z.B. Kopfhörer, Einsteckhörer, Ohrsonde, Knochenleiter) und Elektrodenkabel angeschlossen sind. Vergewissern Sie sich, dass die Haut an den vorgesehenen Positionen der Elektroden sauber ist. Weitere Anweisungen zur Hautvorbereitung, Elektrodenplatzierung und Impedanz finden Sie unter *PRAKTISCHE ANWENDUNG* in Abschnitt [3.2.6: Auditorisch evozierte Hirnstammpotentiale \(ABRs\)](#).

Wählen Sie das zu prüfende Ohr aus (*Rechts+Links*: gleichzeitige Messung des rechten und linken Ohrs - bitte beachten Sie, dass in diesem Fall eine symmetrische Elektrodenmontage empfohlen wird). Die Messung der Elektrodenimpedanz beginnt. Beide Impedanzen müssen $<12\text{ k}\Omega$ sein, um mit der Messung fortfahren zu können. Es wird empfohlen, dass die Impedanzen $<6\text{ k}\Omega$ sind und dass der Unterschied zwischen der roten und der weißen Elektrodenimpedanz $<3\text{ k}\Omega$ beträgt. Nach erfolgreicher Messung der Elektrodenimpedanz können Sie den Test durch Drücken der Play-Taste starten. Die ASSR-Stimuli werden über den Schallwandler dargeboten und die Reaktion wird über das Elektrodenkabel erfasst. Während der Messung wird die Elektrodenimpedanz überwacht. Falls mindestens eine der Impedanzen zu hoch wird (z.B. weil eine Elektrode abgefallen ist), wird der Test automatisch unterbrochen. Die Prüfung kann erst fortgesetzt werden, wenn die Elektrodenimpedanzen wieder auf tolerierbare Werte gesunken sind. Weitere Informationen zur Impedanzmessung finden Sie unter *PRAKTISCHE ANWENDUNG* in Abschnitt [3.2.6: Auditorisch evozierte Hirnstammpotentiale \(ABRs\)](#).

Während der Messung werden die folgenden Informationen auf dem Bildschirm angezeigt (siehe *Abbildung 62*):

Die statistische Gültigkeit einer ASSR wird für jede aktuell getestete Frequenz-Pegel-Kombination dargestellt ①. Die Kurven sind in rot (rechtes Ohr) bzw. blau (linkes Ohr) dargestellt. Bei der 40-Hz-ASSR werden bis zu zwei, bei der 80-Hz-ASSR und beim automatischen Stimulusratenmodus bis zu vier Frequenz-Pegel-Kombinationen gleichzeitig gemessen. Eine Kurve ist beendet, wenn sie den oberen Rand der Box erreicht (gültige Antwort), wenn sie den grauen dreieckigen Bereich innerhalb der Box erreicht (ungültige Antwort) oder wenn die konfigurierte maximale Mittelungszeit erreicht ist (ungültige Antwort). Der EEG-Rauschbalken ② repräsentiert biologisches und externes Rauschen, das ein Indikator für die Angemessenheit der Messbedingungen ist. Bei guten Messbedingungen sollte der EEG-Rauschbalken grün bleiben. Mit zunehmendem Rauschen wird der EEG-Rauschbalken allmählich gelb und rot, was darauf hinweist, dass die biologischen und externen Artefakte zu hoch sein könnten, d. h. der Patient ist möglicherweise nicht ruhig und entspannt genug (z.B. Schlucken, Bewegung, zusammengebissener Kiefer/Zähne), oder die elektromagnetische Strahlung ist zu stark. Wenn Sie den EEG-Rauschbalken drücken, wird eine EEG-Rauschkurve ⑤ angezeigt. Sie können zur Ansicht des EEG-Rauschbalkens zurückkehren, indem Sie auf die EEG-Rauschkurve drücken. Der Gesamtfortschrittsbalken ③ zeigt den Fortschritt der Messung an. Wenn der Balken voll ist, ist die gesamte Testsequenz abgeschlossen. Die Elektrodenimpedanz ④ wird während der Messung regelmäßig aktualisiert und die Messung wird pausiert, wenn die Impedanz zu hoch wird.

Der Test kann manuell angehalten ⑦, nach einer Pause fortgesetzt werden (Pausentaste wird zur Wiedergabetaste - nicht dargestellt in *Abbildung 62*), oder gestoppt werden ⑥. Auch kann eine laufende Messung übersprungen werden ⑧. Wenn mehrere Messungen laufen, kann die Frequenz/Pegel-Kombination ausgewählt werden (überspringen ⑨): Pegel bei Frequenz überspringen, stoppen ⑩: alle Pegel bei Frequenz

überspringen), nachdem die Hauptvorwärts-Taste ⑧ gedrückt wurde. Die Vorwärts- ⑨ und Stopp-Tasten ⑩ bei den Frequenz/Pegel-Kombinationen können durch erneutes Drücken der Vorwärts-Haupttaste ⑧ wieder aufgehoben werden. Der aktuelle Messstatus für das rechte oder linke Ohr kann durch Drücken des linken bzw. rechten Diagrammbereichs angezeigt werden. Der Bildschirm ist für das rechte Ohr rot und für das linke Ohr blau eingefärbt. Aktuell getestete Frequenz-Pegel-Kombinationen werden mit dem Uhrensymbol ⑪ angezeigt, bereits getestete Frequenz-Pegel-Kombinationen sind mit einem grünen Häkchen ⑫ (gültige Antwort), einem roten Ø ⑬ (ungültige Antwort) oder einem grauen Ø (unvollständige Antwort, weil die Messung für diese Frequenz-Pegel-Kombination gestoppt wurde) gekennzeichnet.



Abbildung 62: ASSR-Messung (oben: monaurale 40-Hz-ASSR-Messung; oben links: Standardmessbildschirm; oben rechts: Messbildschirm mit EEG-Rauschdiagramm; unten: binaurale 80-Hz-ASSR-Messung; unten links: Standardmessbildschirm; unten Mitte: Auswahl Skip/Stop; unten rechts: Messstatus und Ergebnismatrix)

Der statistische Antwortalgorithmus basiert auf dem Kohärenztest im Betragsquadrat (Dobie und Wilson, 1989) und bestimmt, ob eine Antwort vorhanden ist oder nicht. Der Algorithmus zur Erkennung von Reaktionen vergleicht das mittlere Quadrat (= Leistung) der gemittelten Wellenform mit der Summe der mittleren Quadrate der einzelnen Sweeps und berechnet eine Punktzahl. Eine gültige Antwort wird erkannt, wenn der Erkennungswert von 4 (was einem Signifikanzniveau von 5 % entspricht) erreicht wird, nachdem mindestens 45 Sekunden lang gemittelt worden ist. Das bedeutet, dass die Leistung des Gesamtmittelwerts viermal höher sein muss als die Leistung, die aus der Addition der einzelnen Sweeps resultiert.

Nach Abschluss des Tests wird das ASSR-Ergebnis angezeigt (siehe Abbildung 63 für allgemeine ASSR-Ergebnisansichten und Abbildung 64 für die Audiogramm-Ergebnisansicht speziell für ASSR-Schwellenwerte). Für alle ASSR-Messungen sind drei Bildschirme verfügbar. Die Antwortstatusmatrix ① zeigt den Antwortstatus für jede getestete Frequenz/Pegel-Kombination an, d.h. ob die Antwort gültig (grünes Häkchen), ungültig (roter Ø) oder undefiniert/nicht abgeschlossen (grauer Ø) ist. Wenn eines der Symbole für den Antwortstatus gedrückt

wird, werden die zugehörigen detaillierten Antwortinformationen ② mit Informationen zu Frequenz, Pegel, Stimulusrate und Antwortstatus oben auf dem Bildschirm angezeigt. Darunter wird die statistische Validitätskurve in rot (rechtes Ohr) bzw. blau (linkes Ohr) angezeigt. Unter *Abbildung 63* sehen Sie drei typische Antwortbeispiele (unten links: gültige Antwort - die Gültigkeitskurve trifft den oberen Rand des Kästchens, bevor die maximale Messzeit erreicht ist; unten Mitte: ungültige Antwort - die Gültigkeitskurve trifft das graue Dreieck innerhalb des Kästchens; unten rechts: ungültige Antwort - die Zeitüberschreitung wird erreicht, ohne dass eine gültige Antwort vorliegt). Im unteren Bereich werden die Antwortamplitude, die Rauschamplitude und die Elektrodenimpedanzen angezeigt. Sie können zur Antwortstatusmatrix zurückkehren, indem Sie auf den Bildschirm oder die Zurück-Taste drücken. Der Bildschirm mit allgemeinen Informationen ③ zeigt den verwendeten Schallwandler, die Prüfkonfiguration (Prüfmodus, Stimulusbandbreite, Stimulusrate) und die Gesamtmesszeit an.

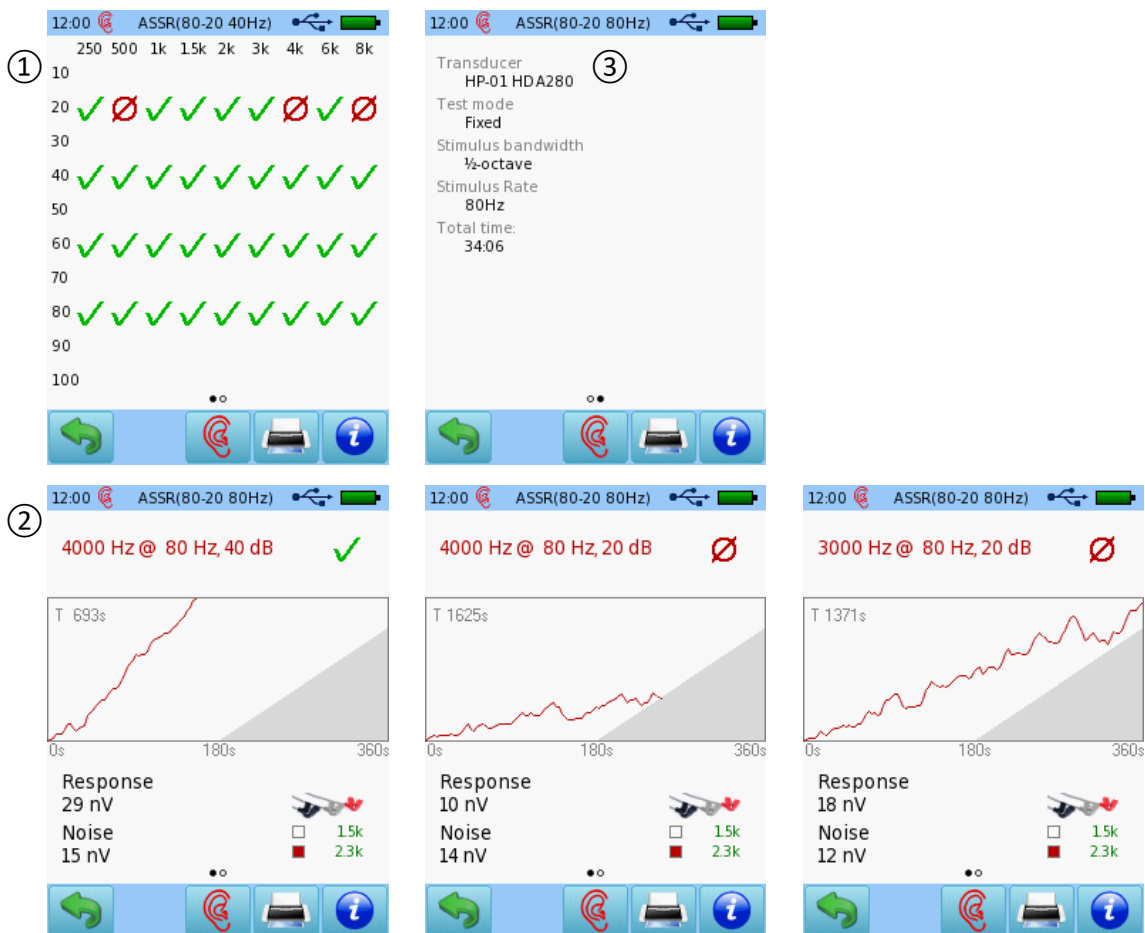


Abbildung 63: ASSR-Ergebnis (oben links: Antwortstatusmatrix; oben rechts: allgemeine Testinformationen; unten: detaillierte Antwortinformationen für gültige und ungültige Antworten)

Um angemessene Messbedingungen zu gewährleisten, sollte das Rauschen nach 360 s Mittelungszeit unter 20 nV liegen. Mit zunehmender Mittelungszeit nimmt das Rauschen ab und umgekehrt, d. h. wenn eine gültige ASSR-Antwort schnell erkannt wird, ist ein höheres Rauschen zu erwarten.

Für den ASSR-Schwellenwert ist ein zusätzliches ASSR-Audiogramm verfügbar (siehe *Abbildung 64*). Das Audiogramm zeigt geschätzte ASSR-Schwellen, die durch Subtraktion eines empirisch ermittelten Offsets vom niedrigsten Stimuluspegel, bei dem eine gültige ASSR-Antwort erkannt wurde, ermittelt werden (Rosner, 2013a). Die Schwellenwerte sind in roter (rechtes Ohr) oder blauer Farbe (linkes Ohr) dargestellt. Die Breite des Schwellensymbols entspricht der konfigurierten Stimulusbandbreite. Ein *Pfeil nach oben* am Schwellensymbol bedeutet, dass die Schwelle gleich oder besser als die angezeigte Schwelle ist. Ein *Pfeil nach unten* am Schwellensymbol bedeutet, dass die Schwelle den Wert überschreitet, bei dem dieses Symbol angezeigt wird.

Wenn Sie mit dem Finger auf dem Bildschirm des Audiogramms von rechts nach links streichen, wird die Antwortmatrix angezeigt (siehe *Abbildung 63*).

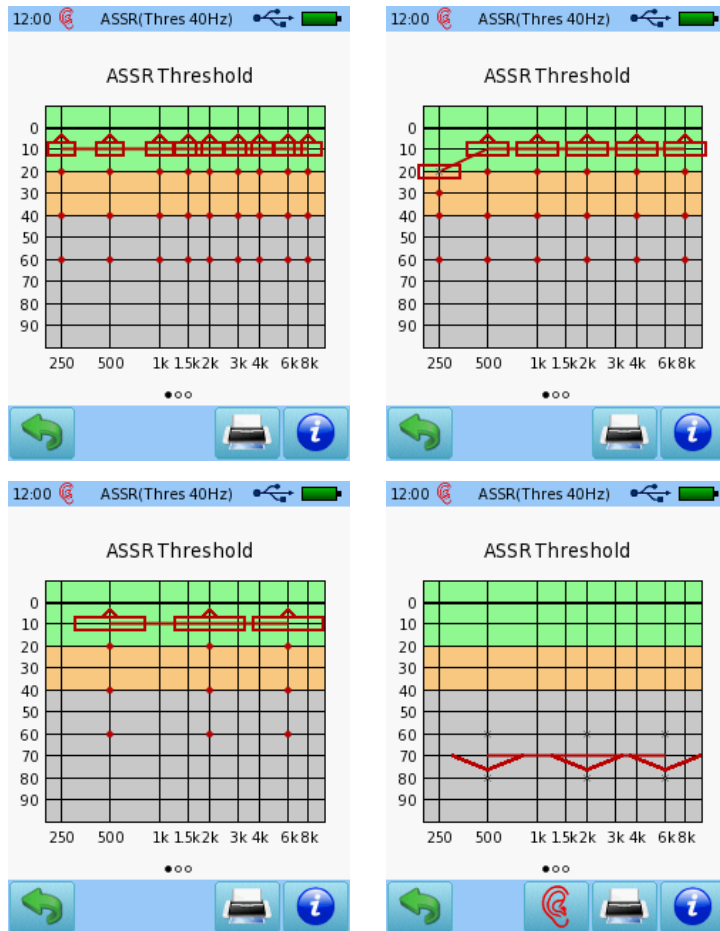
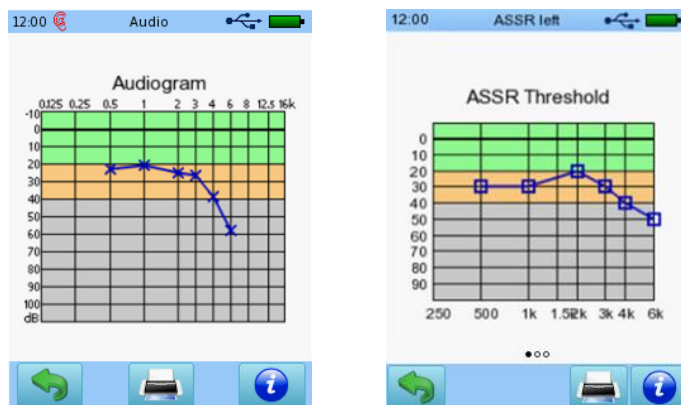


Abbildung 64: ASSR-Schwellenwert-Ergebnis (oben links: $\frac{1}{2}$ Oktave Stimulus-Bandbreite; oben rechts: Oktave Stimulus-Bandbreite; unten: zwei Oktaven Stimulus-Bandbreite).

Die folgenden Fallbeispiele (siehe *Abbildung 65*) zeigen, dass ASSRs in der Lage sind, die Verhaltensschwellen angemessen zu schätzen. Die Beziehung zwischen den aus ASSR-Messungen geschätzten Hörschwellen und der Verhaltenshörschwelle wurde von verschiedenen Studiengruppen untersucht (z.B. Dimitrijevic *et al.*, 2002, Ahn *et al.*, 2007).



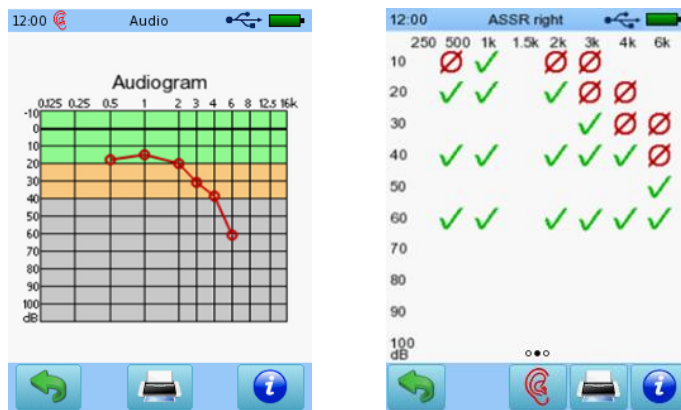


Abbildung 65: ASSR-Fallbeispiele (links oben/unten: verhaltensbezogene Reintonschwellen; rechts oben: ASSR-Schwellenwerte; rechts unten: ASSR-Antwort-Status-Matrix)

LITERATUR

- Ahn JH, Lee HS, Kim YJ, Yoon TH, Chung JW (2007): Comparing pure-tone audiometry and auditory steady state response for the measurement of hearing loss, *Otolaryngology – Head and Neck Surgery* 136, p. 966-971
- Dimitrijevic A, John MS, van Roon P, Purcell DW, Adamonis J, Ostroff J, Nedzelski JM, Picton TW (2002): Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses, *Journal of the American Academy of Audiology* 13, p. 205-224.
- Dobie RA, Wilson MJ (1989): Analysis of auditory evoked potentials by magnitude squared coherence, *Ear and Hearing* 10, p. 2-13.
- Elberling C, Don M, Cebulla M, Stürzebecher E (2007): Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. *Journal of the Acoustical Society of America* 122, p. 2772-2785
- Galambos R, Makeig S, Talmachoff PJ (1981): A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 78, p. 2643-2647.
- Herdmann AT, Lins O, van Roon P, Stapells DR, Scherg M, Picton TW (2002): Intracerebral sources of human auditory steady-state responses, *Brain Topography* 15, p. 69-86.
- Herdman AT, Stapells DR (2003): Auditory steady state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairment, *International Journal of Audiology* 42, p. 237-248.
- John MS, Lins OG, Boucher BL, Picton TW (1998): Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters, *Audiology* 37, p. 59-82.
- John MS, Dimitrijevic A, van Roon P, Picton TW (2001): Multiple auditory steady-state responses to AM and FM stimuli, *Audiology and Neurotology* 6, p. 12-27.
- Levi EC, Folsom RC, Dobie RA (1993): Amplitude-modulation following response (AMFR): effects of modulation rate, carrier frequency, age, and state, *Hearing Research* 68, p. 42-52.
- Lins OG, Picton TW (1995): Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 96, p. 420-432.
- Lodwig A (2015): Multi-Stimulus suppression in DPOAE vs. ASSR, IERASG presentation.
- Lodwig A (2017): Multi-Rate Spread Spectrum ASSR, IERASG presentation.
- Lodwig A, Rosner T (2016): Frequenzspezifische ASSR mit multiplen, nicht-konstanten Reizraten (in German: frequency-specific ASSR with multiple, non-constant stimulus rates), AGERA presentation.
- Mäkelä JP, Hari R (1987): Evidence for cortical origin of the 40 Hz auditory evoked response in man, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 66, p. 539-546.
- Pantev C, Roberts LE, Elbert T, Ross B, Wienbruch C (1996): Tonotopic organization of the sources of human auditory steady-state responses, *Hearing Research* 101, p. 62-74.
- Picton TW, Skinner CR, Champagne SC, Kellett AJ, Maiste AC (1987): Potentials evoked by the sinusoidal modulation of the amplitude or frequency of a tone, *Journal of the Acoustical Society of America* 82, p. 165-178.
- Picton TW, Dimitrijevic A, John MS, van Roon P (2001): The use of phase in the detection of auditory steady-state responses, *Clinical Neurophysiology* 112, p. 1698-1711.

- Picton TW, John MS, Dimitrijevic A, Purcell D (2003): Human auditory steady-state responses, *International Journal of Audiology* 42, p. 177-219.
- Rodriguez R, Picton T, Linden D, Hamel G, Laframboise G (1986): Human auditory steady state responses: effects of intensity and frequency, *Ear and Hearing* 7, p. 300-313.
- Rosner T (2011): Zeitoptimierte Hörschwellenbestimmung mit otoakustischen Emissionen und auditorischen Potentialen (in German: Time-optimised threshold determination with otoacoustic emissions and auditory potentials), dissertation, Technische Universität München.
- Rosner T (2013a): Chirp-evozierte ASSR mit einem Handgerät (in German: Chirp evoked ASSR on a handheld device), AGERA annual meeting.
- Rosner T (2013b): Chirp evoked ASSR on a handheld device, IERASG annual meeting.
- Ross B, Draganova R, Picton TW, Pantev C (2003): Frequency specificity of 40-Hz auditory steady-state responses, *Hearing Research* 186, p. 57-68.
- Stapells DR, Makeig S, Galambos R (1987): Auditory steady-state responses: threshold prediction using phase coherence, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 67, p. 260-270.
- Van Maanen A, Stapells DR (2005): Comparison of multiple auditory steady-state responses (80 versus 40 Hz) and slow cortical potentials for threshold estimation in hearing-impaired adults, *International Journal of Audiology* 44, p. 613-624.

3.2.8 Elektrocochleographie (ECochG)

Die Elektrocochleographie (ECochG) zeichnet die Nervenaktivität der Cochlea und des Nervus vestibulocochlearis mit einer Nahfeldelektrode auf, die im Gehörgang positioniert ist oder auf der Oberfläche des Trommelfells aufliegt (extratympanische Aufzeichnung), oder mit einer Nadelelektrode, die das Trommelfell durchsticht und auf dem Cochlear Promontorium aufliegt (transtympanische Aufzeichnung). Aufgrund des invasiven Charakters der transtympanischen Aufzeichnung ist diese Messtechnik nur begrenzt anwendbar, so dass in der Regel die extratympanische Aufzeichnung bevorzugt wird. Eine typische Elektrodenanordnung umfasst eine tief in den Gehörgang eingeführte Gehörgangselektrode (oder eine Trommelfellelektrode, die auf dem Trommelfell aufliegt) (Aufzeichnungselektrode), eine am kontralateralen Ohr läppchen oder Mastoid angebrachte Oberflächen-elektrode (Referenzelektrode) und eine an der Wange angebrachte Oberflächen-elektrode (Masseelektrode). Die Impedanzen von Gehörgangselektroden können relativ hoch sein, was zu einem schlechten Abgleich der Elektrodenimpedanzen und damit zu einer weniger effizienten Gleichtaktunterdrückung und Rauschunterdrückung führen kann. Außerdem hängen die Amplitude und das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) der aufgezeichneten Potenziale von der Einföhrungstiefe der Gehörgangselektrode ab, d. h. je tiefer die Einföhrung, desto höher die Amplituden und desto geringer das SNR. Es ist auch möglich, eine am ipsilateralen Ohr läppchen oder Mastoid angebrachte Oberflächen-elektrode als Aufzeichnungselektrode zu verwenden. Diese Elektrodenmontage leidet jedoch in der Regel unter stark reduzierten Amplituden und wird daher nicht empfohlen. Im Allgemeinen ist bei Verwendung einer extratympanischen Aufzeichnungselektrode eine erweiterte Signalmittelung erforderlich, um angemessene Antworten zu erhalten.

Folgende Potentiale können aufgezeichnet werden und lassen sich grob den folgenden Entstehungsorten zuordnen: (1) Cochlea-Mikrofonie (CM): äußere Haarzellen, (2) Summationspotential (SP): Basilar-membran und (3) Aktionspotential (AP): Nervus vestibulocochlearis. Das Aktionspotential einschließlich seiner Hauptkomponente N1 ist in der Regel die auffälligste Spitze der aufgezeichneten Reaktion und wird in der Regel von der Aktivität der basalen Nervenfasern dominiert. N1 entspricht praktisch der Welle I bei einer ABR-Messung. Das Summationspotential und das Aktionspotential können durch Aufsummieren von Sog- und Drucksantworten verstärkt werden. Die cochleäre Mikrofonie ähnelt der Wellenform des Stimulus insbesondere bei niedrigen bis mittleren Stimuluspegeln und kann daher leicht mit Stimulusartefakten verwechselt werden. Darüber hinaus kann das cochleäre Mikrophon bei der Verwendung von extratympanischen Elektroden durch das Reizartefakt überdeckt werden. Das cochleäre Mikrophon wird durch Stimulation mit wechselnder Polarität unterdrückt. Die Sichtbarkeit der cochleären Mikrofonie wird durch Subtraktion der Druck von den Sog-Reaktionen verbessert.

Als Stimulus wird in der Regel ein Klick oder ein Tonburst verwendet. Die Antwortlatenz beträgt etwa 1 bis 3 ms. Die Aktionspotentiallatenzen nehmen mit abnehmender Reizhöhe zu, was den abnehmenden Beitrag der basalen Cochlea-Regionen widerspiegelt. Im Gegensatz dazu sind die Latenzen der cochleären mikrofonischen und summierenden Potenziale ziemlich unabhängig von der Reizstärke. Die Amplituden aller Komponenten nehmen mit steigender Reizstärke zu. Das Summationspotential zeigt eine deutliche Sättigung bei hohen Reizpegeln. Auch die Amplitude des Aktionspotenzials nimmt mit zunehmender Reizstärke ab. Bei ECochG-Messungen wird in der Regel keine Maskierung vorgenommen, da es sich bei den aufgezeichneten Potenzialen um Nahfeldpotenziale handelt, die in der Nähe der Aufzeichnungselektrode am größten sind.

Mögliche klinische Anwendungen sind die Bestimmung von Hörschwellen, die Erkennung und Überwachung der Menière-Krankheit oder des endolymphatischen Hydrops sowie die intraoperative Überwachung. Es ist jedoch zu beachten, dass die Hörschwellenbestimmung mittels ECochG (insbesondere bei Aufzeichnung mit einer extratympanischen Elektrode) nicht so zuverlässig ist wie die Hörschwellenbestimmung mittels ABR.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *ECochG* auf dem Bildschirm für die Modulauswahl. Wenn mehr als ein AEP-Test lizenziert ist, befindet sich *ECochG* im Abschnitt *AEP*. Wählen Sie die Voreinstellung, die Sie durchführen möchten. Ändern Sie ggf. die Parameter (z.B. Stimulusniveau, Stimulusrate) und den Namen der Voreinstellung nach Bedarf.

Vor Beginn des Tests sollte der Patient über das Testverfahren aufgeklärt werden. Um Muskelartefakte zu reduzieren, sollte der Patient ruhig und völlig entspannt sein und bequem auf einer Liege oder einem Bett liegen. Bei Säuglingen sollte versucht werden, den Patienten während des Spontanschlafs oder unter Sedierung zu testen, sofern dies medizinisch zulässig ist. Um Umgebungsartefakte zu reduzieren, führen Sie die Messung in einem Raum mit geringer elektromagnetischer Strahlung durch, d. h. in einer elektrisch abgeschirmten Metallkabine oder einem anderen Raum ohne eingeschaltete elektrische Geräte (z.B. Computer, Licht, Telefon, Mobiltelefon, Stromtransformator) in unmittelbarer Nähe zur Messausrüstung. Ein abgeschirmtes Elektrodenkabel kann ebenfalls zur Verringerung elektromagnetischer Störungen beitragen. Eine akustisch abgeschirmte Kabine oder ein ruhiger Raum wird empfohlen, wenn das ECoChG zur Schwellenbestimmung bei niedrigen Schalldruckpegeln eingesetzt wird.

Stellen Sie sicher, dass ein gültiger Schallwandler (z.B. Kopfhörer, Einsteckhörer, Ohrsonde) und ein Elektrodenkabel angeschlossen sind und dass beide Kabel voneinander getrennt sind, um das Übersprechen des Schallwandlers zu reduzieren. Stellen Sie sicher, dass die Haut an den vorgesehenen Positionen der Oberflächenelektroden (Referenz, Masse) sauber ist. Weitere Anweisungen zur Vorbereitung der Haut, zur Platzierung der Elektroden und zur Impedanz finden Sie unter *PRAKTISCHE ANWENDUNG* in Abschnitt 3.2.6: *Auditorisch evozierte Hirnstammpotentiale (ABRs)*. Wählen Sie eine geeignete Aufzeichnungselektrode und platzieren Sie die Aufzeichnungselektrode im Gehörgang. Weitere Informationen zur Elektrodenmontage und zu Aspekten der Elektrodenauswahl finden Sie im ersten Absatz des Abschnitts über das ECoChG.

Wählen Sie das Messohr aus. Die Messung der Elektrodenimpedanz beginnt. Beide Impedanzen müssen für eine Messung geeignet sein. Weitere Informationen zur Impedanzmessung finden Sie unter *PRAKTISCHE ANWENDUNG* in Abschnitt 3.2.6: *Auditorisch evozierte Hirnstammpotentiale (ABRs)*. Nach erfolgreicher Messung der Elektrodenimpedanz können Sie den Test durch Drücken der Play-Taste starten. Der ECoChG-Stimulus wird über den Schallwandler dargeboten und die Reaktion wird über das Elektrodenkabel erfasst. Während der Messung wird die Elektrodenimpedanz überwacht. Falls mindestens eine der Impedanzen zu hoch wird (z.B. weil eine Elektrode abgefallen ist), wird der Test automatisch unterbrochen. Die Prüfung kann erst fortgesetzt werden, wenn die Elektrodenimpedanzen wieder auf tolerierbare Werte gesunken sind.

Während der Messung werden die folgenden Informationen auf dem Bildschirm angezeigt (siehe *Abbildung 66*):

Die ECoChG-Kurven werden für die konfigurierte Reizstärke und -rate in drei Diagrammen dargestellt: Antworten von Sog- und Drucksreizen zusammen in einem Diagramm ①, Sog- und Drucksantworten addiert, um eine einzige Kurve zu erhalten ②, und Sog- und Drucksantworten subtrahiert, um eine einzige Kurve zu erhalten ③. Die geprüfte Kurve ist in rot (rechtes Ohr) oder blau (linkes Ohr) dargestellt.

Während einer ECoChG-Messung stellt der EEG-Rauschbalken ④ biologisches und externes Rauschen dar, das ein Indikator für die Angemessenheit der Messbedingungen ist. Bei guten Messbedingungen sollte der EEG-Rauschbalken grün bleiben. Mit zunehmendem Rauschen wird der EEG-Rauschbalken allmählich gelb und rot, was darauf hinweist, dass die biologischen und externen Artefakte zu hoch sein könnten, d. h. der Patient ist möglicherweise nicht ruhig und entspannt genug (z.B. Schlucken, Bewegung, zusammengebissener Kiefer/Zähne), oder die elektromagnetische Strahlung ist zu stark. Wenn Sie auf den EEG-Rauschbalken drücken, wird ein EEG-Rauschdiagramm angezeigt. Sie können zur Ansicht des EEG-Rauschbalkens zurückkehren, indem Sie auf die EEG-Rauschkurve drücken. Der Fortschrittsbalken ⑤ zeigt den Fortschritt der Messung an. Wenn der Balken voll ist, ist die Messung beendet, d.h. die vom Benutzer festgelegte Anzahl der Mittelungen ist erreicht. Die Elektrodenimpedanz ⑥ wird während der Messung regelmäßig aktualisiert und die Messung wird unterbrochen, wenn die Impedanz zu hoch wird. Der Test kann manuell pausiert ⑦ oder gestoppt ⑧ werden.

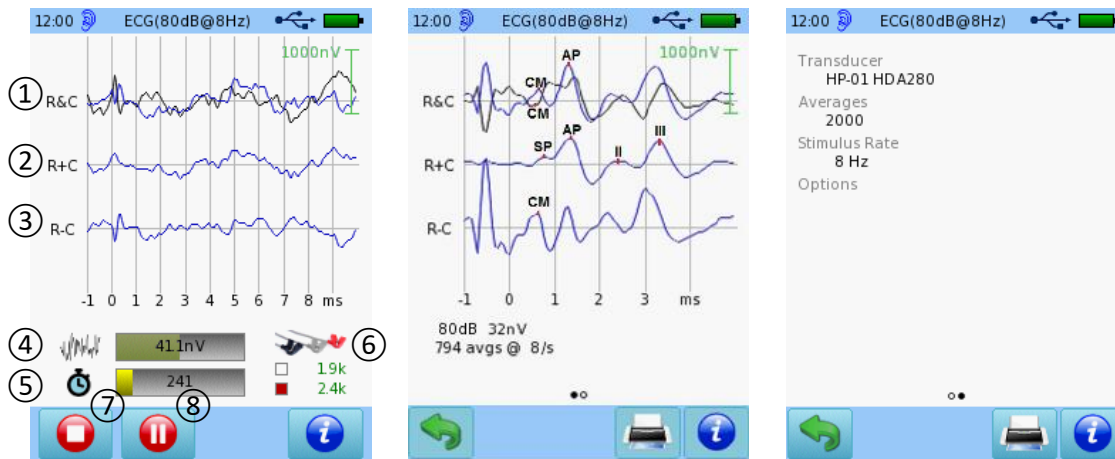


Abbildung 66: ECoG-Messung (links) und Ergebnis (Mitte, rechts)

Nach Abschluss des Tests wird das ECoG-Ergebnis angezeigt (siehe *Abbildung 66*). Die aufgezeichneten ECoG-Kurven werden wieder in drei Diagrammen angezeigt (Sog und Druck, Sog plus Druck, Sog minus Druck), wie oben erläutert. Unterhalb des Diagramms werden zusätzliche Testinformationen angezeigt, z.B. die Stimulushöhe, das Rauschen, die Anzahl der Mittelwerte und die Stimulusrate. Durch Streichen über die Zeitachse können Sie die Auflösung der Zeitachse einstellen. Wenn Sie auf dem Ergebnisbildschirm mit dem Finger von rechts nach links streichen, gelangen Sie zum Ergebnisbildschirm mit allgemeinen Informationen, der Informationen über den verwendeten Schallwandler und die Einstellungen (Durchschnittswerte, Stimulusrate und andere Testoptionen) enthält. Um angemessene Messbedingungen zu gewährleisten, sollte das Rauschen nach 2000 Durchschnittswerten <100 nV betragen. Mit zunehmenden Durchschnittswerten nimmt das Rauschen ab.

LITERATUR

- 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 Vestibulär evozierte myogene Potenziale (VEMP)

METHODIK

Vestibulär evozierte myogene Potenziale (VEMP) sind ein Muskelreflex mit kurzer Latenz, der von den Otolithen gesteuert wird, die eine wichtige Rolle bei der Erkennung der Orientierung, des statischen Gleichgewichts und der linearen Beschleunigung des Kopfes spielen. Im Vestibulum des Innenohrs befinden sich zwei Ohrmuschelorgane, Utriculus und Sacculus. Sie enthalten eine dreischichtige Struktur: ein sensorisches Epithel, das Makula genannt wird und aus einer Reihe von Haarzellen mit Stützzellen, einer gallertartigen Schicht und einer mit Kristallen besetzten Otolithenmembran besteht. Die Kristalle in der Otolithenmembran, Otokonien oder Otolithen genannt, sind viel schwerer als die Gelatineschicht und bewirken, dass sich die Membran durch Schwerkraft oder lineare Beschleunigung relativ zum sensorischen Epithel verschiebt. Durch diese Scherbewegung werden die Haarbündel verschoben und Rezeptorpotenziale in den eingebetteten Haarzellen ausgelöst. Die Ausrichtung der Haarbündel entspricht also der Ausrichtung der zu erfassenden Beschleunigung. Der Utriculus ist relativ horizontal ausgerichtet und erfasst hauptsächlich Bewegungen des Kopfes in der horizontalen Ebene. Der Sacculus ist relativ vertikal ausgerichtet und erfasst hauptsächlich vertikale Bewegungen.

Die vestibulären Funktionsstörungen entstehen in verschiedenen Regionen entlang der vestibulären Bahn. Eine vestibuläre Neuritis, ein vestibuläres Schwannom, Multiple Sklerose, Otoklerose oder Morbus Menière werden durch die Abnahme oder das Fehlen von VEMP-Reaktionen angezeigt. Die Dehiszenz des oberen Bogenganges (SSCD) oder Störung des dritten Fensters ist eine Störung mit einer abnormen Öffnung im vorderen Bogengang des vestibulären Systems. Dieser dehissierende Knochen, der an den Bogengang angrenzt, schafft einen weiteren Pfad für die auditorische Stimulation des vestibulären Systems, was zu einem Anstieg des intra-labyrinthischen Drucks führt, der sich in überempfindlichen vestibulären Reaktionen und einer niedrigeren Reizschwelle zeigt (Welgampola et al., 2003).

Obwohl VEMP ein vestibulärer Reflex ist, kann er auch durch auditive Reize hervorgerufen werden (Rosengren und Colebatch, 2018; Rosengren et al., 2019). Die durch die Kontraktion der Nackenmuskulatur hervorgerufene Inion-Antwort wurde bei Personen mit Hörverlust beobachtet, fehlte jedoch bei Personen mit vestibulärer Dysfunktion (Bickford et al., 1964). Eine bestimmte Art von vestibulären Neuronen, die so genannten "irregulären Neuronen", wurden durch niederfrequente akustische Stimulationen aktiviert (McCue und Guinan, 1994). Otolithen-Afferenzen, die für luftgeleiteten Schall (AC) empfindlich sind, können entweder vom Sacculus oder vom Utriculus ausgehen (Curthoys et al., 2012) und auf AC-Schall mit Frequenzen zwischen 500 und 3000 Hz abgestimmt sein (Curthoys et al., 2016). Neben der AC-Schallstimulation werden auch knochengeleitete (BC) Vibrationen für die Aufzeichnung der VEMP verwendet (Sheykholeslami et al., 2000; Welgampola et al., 2003; McNerney und Burkard, 2011), insbesondere weil sie robustere Antworten der okulären VEMP liefern als die durch AC-Stimuli hervorgerufenen (Rosengren et al., 2011).

Die neuralen Projektionen der Otolithenorgane auf eine Reihe von Muskelgruppen wurden bestimmt. Für die klinische Bewertung sind zwei Hauptprojektionen der Otolithen zum Musculus sternocleidomastoideus (SCM) und zum Musculus extraocularis von besonderem Interesse. Jedes dieser myogenen Potenziale spiegelt in erster Linie eines von zwei verschiedenen Otolithenorganen wider, nämlich den Sacculus und den Utriculus (Curthoys et al., 2018). Messungen der myogenen Potenziale des SCM-Muskels und des Augenmuskels werden als zervikale VEMP (cVEMP) bzw. okuläre VEMP (oVEMP) bezeichnet und liefern nützliche Informationen für die klinische Diagnostik, wie unten beschrieben.

cVEMP bewertet die Funktion des Sacculus und der inferioren Vestibularisnerven durch Beobachtung der myogenen Potenziale des ipsilateralen SCM-Muskels (Curthoys, 2010). Für die Messung werden in der Regel akustische Reize verwendet (z.B. ein Tonburst mit einer Anstiegs-Plateau-Abfall-Periode von 2-1-2 oder 2-2-2 bei 95 dB nHL; Rosengren et al., 2009; Curthoys et al., 2016). Die normale sakkuläre Reaktion zeigt eine Frequenzabstimmung mit erhöhter Spitzenamplitude bei 500 Hz bis 1k Hz (Young et al., 1977), und daher wird

ein 500-Hz-Tonburst oft als Standardreiz verwendet (Dlugaiczky, 2020). Die Frequenzabstimmung kann jedoch bei Innenohrerkrankungen wie Morbus Menière verändert werden, wobei die Abstimmung auf 1 kHz oder darüber verschoben wird (Rauch *et al.*, 2004; Sandhu *et al.*, 2012; Taylor *et al.*, 2012; Winters *et al.*, 2012). Da es sich bei den SCM-Reflexen um hemmende Reaktionen handelt, sollte der SCM-Muskel während der Aufzeichnung der myogenen Potenziale kontrahiert werden, indem der Kopf des Patienten angehoben und vom stimulierten Ohr weggedreht wird. Die typischen Elektrodenanordnungen sind der ipsilaterale SCM-Muskel, das Sternoklavikulargelenk und das Kinn oder Sternum. cVEMP zeigt typischerweise eine biphasische Wellenform, eine positive Spitze bei etwa 13 ms (als p1 oder p13 bezeichnet) und eine negative Spitze bei etwa 23 ms (als n1 oder n23 bezeichnet) nach dem Einsetzen des Stimulus.

oVEMP beobachtet die myogenen Potenziale des Musculus obliquus inferior, der mit der Unterseite des Augapfels verbunden ist, um die Vestibularisfunktionen zu beurteilen (Rosengren *et al.*, 2005). Utrikulär aktivierte obere Vestibularnerven werden auf den kontralateralen schrägen Muskel projiziert, der einen erregenden Vestibularreflex hervorruft. Für den klinischen oVEMP-Test werden akustische Reize (z.B. 500-Hz-Tonburst bei 95 dB nHL, Kantner und Gürkov, 2014) oder BC-Vibrationsreize (Rosengren *et al.*, 2011) verwendet. Die Aufzeichnungselektrode wird auf der Haut angebracht, die den kontralateralen schrägen Muskel bedeckt, und die Referenzelektrode wird in der Regel weiter unten (1-2 cm) unter der Aufzeichnungselektrode platziert (Todd *et al.*, 2007; Iwasaki *et al.*, 2007). Die Masseelektrode kann am Kinn oder am Brustbein platziert werden. Um eine maximale Antwortausbeute zu erzielen, wird der Patient angewiesen während der Messung einen Blick von etwa 35 Grad nach oben zu richten (Kantner und Gürkov, 2014). oVEMP ruft eine biphasische Antwort hervor, bei der typischerweise eine negative Spitze bei etwa 10 ms (als n1 oder n10 bezeichnet) und eine anschließende positive Spitze bei etwa 15 ms (als p1 oder p15 bezeichnet) beobachtet werden. Die Amplitude zwischen den Peaks ist in der Regel kleiner als bei cVEMP.

Bei beiden Arten von VEMP-Tests werden für die klinische Beurteilung hauptsächlich die Amplitude zwischen den Spitzen, die Latenzen der einzelnen Spitzen und der Schwellenwert der Spitzenreaktion bewertet. Darüber hinaus wird die Differenz der Spitzenamplituden zwischen links und rechts als wichtiger VEMP-Parameter bewertet. Vestibuläre Dysfunktionen können durch eine binaurale Amplitudenabweichung von mehr als 36 % bei cVEMP (Young *et al.*, 2002) oder 33 % bei oVEMP (Piker *et al.*, 2011) angezeigt werden. Beim cVEMP-Test, bei dem die inhibitorischen Reaktionen gemessen werden, ist die Größe der Spitze-Spitze-Amplitude proportional zur elektromyografischen (EMG) Hintergrundaktivität der aufgezeichneten Muskeln (Colebatch *et al.*, 1994; Rosengren, 2015), weshalb die Normalisierung mit der EMG-Aktivität für den bilateralen Vergleich entscheidend ist. Dies kann durch die Aufzeichnung der EMG-Hintergrundaktivität vor dem Stimulus in jeder Stimulationsperiode und die Skalierung jeder Antwortspur relativ zur entsprechenden EMG-Antwort erreicht werden (McCaslin und Jacobson, 2014).

PRAKTISCHER ANWENDUNG

Eine Schalleitungsschwerhörigkeit kann dazu führen, dass die VEMP-Spitzen nicht wahrgenommen werden können. Daher wird dringend empfohlen, vor der VEMP-Prüfung eine audiometrische Prüfung und eine Mittelohrprüfung durchzuführen.

Wählen Sie VEMP auf dem Bildschirm für die Modulauswahl. Wenn mehr als ein AEP-Test lizenziert ist, befindet sich VEMP im Abschnitt AEP. Wählen Sie die Voreinstellung, die Sie durchführen möchten. Ändern Sie bei Bedarf die Parameter (z.B. Stimulustyp, Frequenzänderung während des Tests, Stimuluspolarität, anfänglicher Stimuluspegel, Stimulusfrequenz, Burst-Stil, Stimulusrate, Anzahl der Mittelwerte, Bereich der Reaktionsdarstellung, Spread Spectrum, Auto Proceed, Invertierung der Polarität der rechten Ohrspur, Bereich der myogenen Potenziale und das Protokoll des VEMP-Tests) und den Voreinstellungsnamen nach Bedarf.

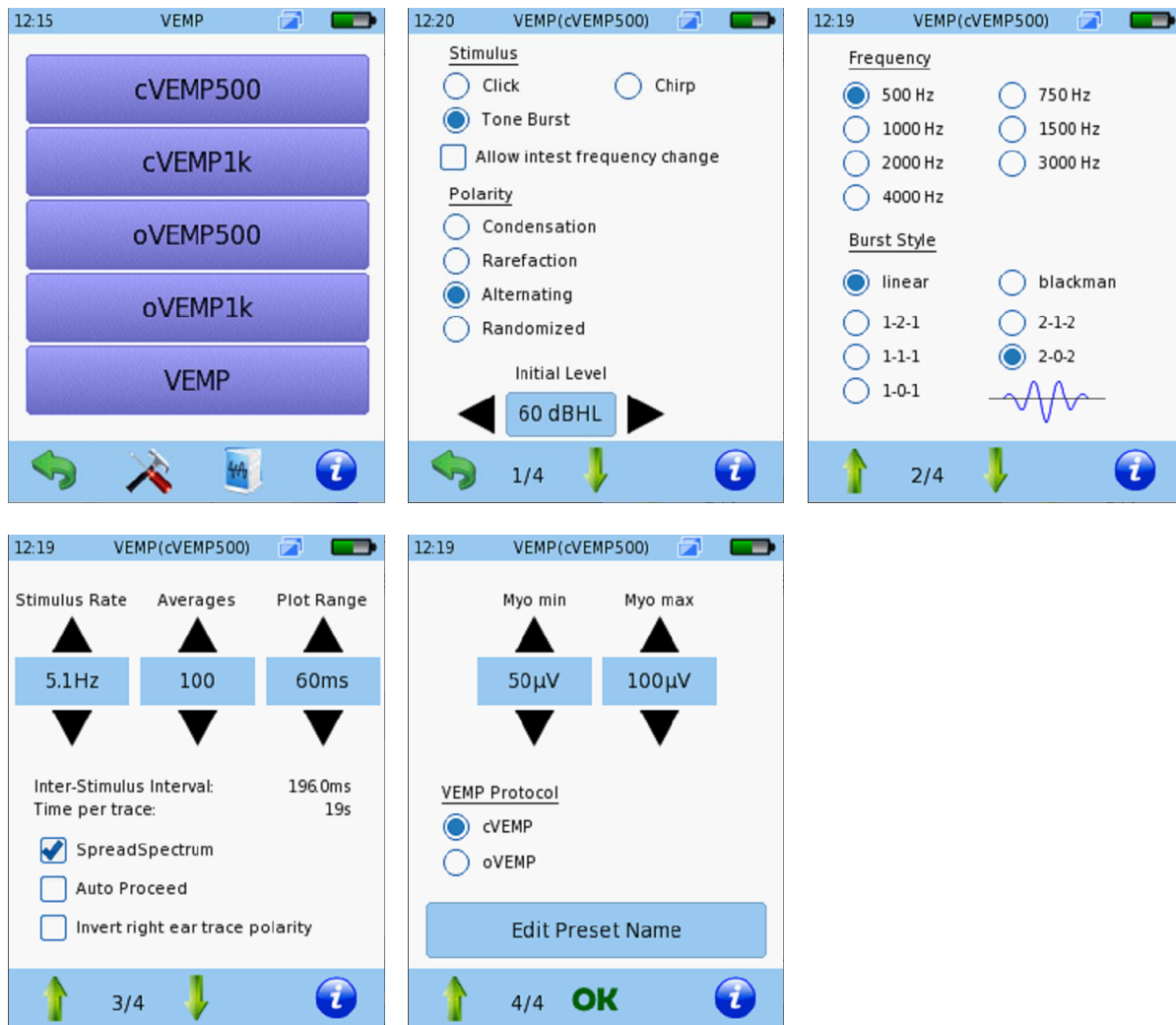


Abbildung 67: VEMP-Testeinstellungen (oben links: Bildschirm für die Auswahl der Voreinstellungen; oben Mitte: Stimulustyp, Schalter für die Änderung der Testfrequenz und Stimulumpolarität; oben rechts: Frequenz des Tonimpulses und Art des Stimulusimpulses; unten links: Stimulusrate, Anzahl der Mittelwerte, Darstellungsbereich, Schalter für Spread Spectrum, Auto-Progress und Polaritätsumkehr der rechten Kurve; unten Mitte: EMG-Bereich und VEMP-Testtyp)

Die verschiedenen Parameteroptionen und Anwendungsmöglichkeiten werden im Folgenden erläutert:

Art des Stimulus:

- Für cVEMP- und oVEMP-Tests wird meist ein Tonburst-Stimulus verwendet. Gesunde vestibuläre Afferenzen zeigen eine Frequenzabstimmung, wobei die größten Antworten bei etwa 500 Hz bis 1 kHz hervorgerufen werden. Die Spitze der Abstimmung verschiebt sich mit zunehmendem Alter zu höheren Frequenzen. Verschiedene VEMP-Protokolle zeigen auch unterschiedliche bevorzugte Frequenzen, wobei Frequenzen über 500 Hz größere Antworten bei oVEMP hervorrufen. Darüber hinaus führen einige Innenohrerkrankungen wie Morbus Menière oft zu den größten Antworten bei 1 kHz oder höher.
- Klickgeräusche setzen schnell ein, stimulieren ein breites Spektrum an Frequenzen und lösen vermutlich größere Reaktionen aus als Tonfolgen. Daher wurde der Klick als konventioneller Stimulus im anfänglichen cVEMP-Test für Screening-Zwecke verwendet. Neuere Untersuchungen deuten jedoch darauf hin, dass 500-Hz-Tonimpulse größere Reaktionen hervorrufen. Auch aufgrund der fehlenden Frequenzspezifität können einige vestibuläre Störungen, die die Frequenzabstimmung der VEMP-Antworten beeinflussen, wie z.B. Morbus Menière, nicht mit Klickgeräuschen beurteilt werden.
- Chirp (d. h. ansteigende Frequenz) kompensiert theoretisch den Zeitunterschied der tonotopischen Hörreaktionen und ruft eine größere Antwortamplitude hervor als Click. Es ist jedoch noch unklar, ob

Chirp auch größere Antworten in den vestibulären Organen hervorruft, da es keine eindeutigen Hinweise darauf gibt, dass die Otolithen tonotopisch ausgerichtet sind. Es gibt nur wenige Daten für Schmalband-Chirp-Stimuli, die jedoch darauf hindeuten, dass diese eine brauchbare Alternative zu Tone-Bursts sein könnten, aber es werden mehr Daten benötigt.

Änderung der Frequenz während des Tests zulassen:

- Diese Option ist nur für Tone-Burst-Stimulationen verfügbar. Wenn diese Option aktiviert ist, können die Frequenz des Tonbursts sowie der Stimuluspegel für jede Messung innerhalb eines Tests konfiguriert werden.

Polarität des Stimulus:

- Die wechselnde Polarität trägt dazu bei, die durch den Schallwandler selbst erzeugten Reizartefakte zu reduzieren.
- Sog und Druck liefern eine spitzere Antwort und können höhere Spitzenamplituden ergeben. Druck ruft bei oVEMP eine größere Antwortamplitude hervor als Sog. Die Verwendung einer einzigen Polarität wird für normale Prüfbedingungen empfohlen.

Initiale Pegel:

Der initiale Pegel kann konfiguriert werden. Der maximale Ausgangspegel hängt von der Spezifikation des angeschlossenen Schallwandlers ab. Die Reizpegel werden in dB nHL angegeben, d. h. relativ zur Hörschwelle eines Kollektivs normalhörender Patienten, die als 0 dB nHL definiert ist. Der Stimuluspegel der Messungen innerhalb des Tests kann vor Beginn jeder Messung konfiguriert werden. Es sind auch mehrere Messungen mit demselben Stimuluspegel möglich.

Frequenz:

- Wenn ein Tonburst als Teststimulus ausgewählt wird, kann die Frequenz des Tonbursts konfiguriert werden. Wenn die Option "Frequenzänderung während des Tests zulassen" aktiviert ist, kann die Stimulusfrequenz auch zu Beginn jeder Messung innerhalb eines Tests konfiguriert werden. Patienten mit normalen vestibulären Funktionen reagieren in der Regel am stärksten auf einen 500-Hz-Tonimpuls, weshalb 500 Hz in der Regel die erste Wahl ist. Die bevorzugte Frequenz kann jedoch je nach Alter des Patienten und Testprotokoll variieren. Verwenden Sie auch höhere Frequenzen, wenn der 500-Hz-Tonimpuls schlecht anspricht.

Burst-Stil:

- Der Reizfilter kann entweder als linearer oder Blackman-Filter konfiguriert werden.
- Reizanstiegs-Plateau-Abfall-Zyklen können konfiguriert werden. Mit zunehmender Anzahl der einzelnen Perioden nimmt auch die Gesamtdauer des Reizes zu. Eine abrupte Stimulation wie die 1-1-1-Konfiguration ruft mehr synchrone neuronale Aktivitäten hervor und liefert daher größere Antworten, während größere Zyklen wie die 2-1-2-Konfiguration eine größere Frequenzspezifität bieten. Da die Frequenzabstimmung in VEMPs nützliche Informationen für die Diagnose von Innenohrerkrankungen (z.B. Morbus Menière) liefert, wird die Konfiguration 2-1-2 empfohlen. oVEMP liefert kürzere Spitzenlatenzen als cVEMP, und diese Spitzen können durch das Stimulusartefakt verunreinigt werden, wenn ein Stimulus mit großem Zyklus verwendet wird. Reduzieren Sie in diesem Fall die Zykluszahl.

Stimulusrate:

- Robuste VEMP-Reaktionen können mit 5 Reizen pro Sekunde erzeugt werden, wobei die Spitzenamplitude mit zunehmender Reizrate abnimmt. Bei einer Rate von 10 Reizen pro Sekunde werden immer noch deutliche Spitzenwerte erzeugt. Obwohl die Verschiebung der Spitzenlatenz mit zunehmender Stimulusrate noch umstritten ist, zeigen einige Berichte, dass eine Rate von 10 Stimuli pro Sekunde keine signifikante Spitzenverschiebung im Vergleich zu 5 Stimuli pro Sekunde bewirkt. Um die beste Leistung zu erzielen, sollten 5 Stimuli pro Sekunde gewählt werden. Um die Testdauer und damit die Unannehmlichkeiten für den Patienten zu verringern, wählen Sie 10 Stimuli pro Sekunde. Durch Drücken des Feldes für die Stimulusrate kann eine benutzerdefinierte Stimulusrate eingegeben werden. Das resultierende Intervall zwischen den Stimuli wird auf dem Einstellungsbildschirm angezeigt.

Durchschnittswerte:

- Hier wird die Anzahl der Antworten konfiguriert, die für eine VEMP-Spur gemessen und gemittelt werden sollen. Die entsprechende Messzeit pro Kurve wird auf dem Einstellungsbildschirm angezeigt. Mit zunehmender Anzahl erhöht sich auch die Testdauer. Da sowohl cVEMP als auch oVEMP eine Muskelkontraktion des Patienten während der Messung erfordern (d. h. Heben und Drehen des Halses bzw. Blick nach oben), ist eine kürzere Testdauer wünschenswert, um myogene Artefakte zu vermeiden. Die übliche Anzahl von Mittelwerten liegt zwischen 100 und 200, basierend auf den VEMP-Merkmalen, dass die Reaktionen robust sind und sich die Spitzenpositionen und Amplituden schnell stabilisieren.

Plotbereich:

- Die durchschnittlichen Kurven der aufgezeichneten Potenziale werden als Funktion der Zeit dargestellt. Dies konfiguriert den maximalen Zeitwert der Kurvendarstellung.

Spread Spectrum:

- Wenn sie aktiviert ist, wird die Reizrate leicht variiert, um den Einfluss der mit der Reizrate synchronisierten elektrischen Störungen zu verringern. Dadurch wird auch das Risiko verminderter Reaktionen aufgrund einer eventuellen Anpassung verringert. Es wird empfohlen, diese Option immer zu aktivieren.

Auto Proceed:

- Wenn diese Option aktiviert ist, wird die Aufzeichnung einer Kurve automatisch mit der Aufzeichnung der nächsten Kurve fortgesetzt, ohne dass die nächste Stimuluskonfiguration abgefragt wird.

Kurve für das rechte Ohr invertieren:

- Wenn sie aktiviert ist, wird die Polarität der Antworten des rechten Ohrs im Vergleich zu den Antworten des linken Ohrs umgekehrt. Sie sollte aktiviert werden, wenn die roten und weißen Elektroden für aufeinanderfolgende bilaterale Tests symmetrisch angebracht werden.

Myogenes Min/Max:

- Der Bereich der EMG-Aktivität während der Messung kann konfiguriert werden. Hintergrund-EMG-Aktivitäten sind bei cVEMP erforderlich, da der vestibuläre Reflex ein hemmend evoziertes Potenzial ist. Die Standardbereiche sind 50 - 100 μ V für cVEMP und 2 - 10 μ V für oVEMP. Der Test wird unterbrochen, wenn die myogene Aktivität außerhalb des konfigurierten Bereichs liegt, und wird automatisch wieder aufgenommen, wenn die myogene Aktivität in den konfigurierten Bereich zurückkehrt.

VEMP-Protokoll:

- Es sind zwei VEMP-Protokolle verfügbar: cVEMP und oVEMP. Wenn Sie eines davon auswählen, wird vor dem Test ein entsprechendes Bild der Elektrodenmontage angezeigt.

Vor Beginn des Tests sollte der Patient über das Testverfahren aufgeklärt werden. Wenn der cVEMP-Test durchgeführt werden soll, müssen die Kontraktion des SCM und die Probleme der Halswirbelsäule des Patienten beurteilt werden. Um Muskelartefakte zu reduzieren, sollte der Patient ruhig und völlig entspannt sein und bequem auf einer Liege oder einem Bett liegen. Um Umgebungsartefakte zu reduzieren, führen Sie die Messung in einem Raum mit geringer elektromagnetischer Strahlung durch, d. h. in einer elektrisch abgeschirmten Metallkabine oder einem anderen Raum ohne eingeschaltete elektrische Geräte (z.B. Computer, Licht, Telefon, Mobiltelefon oder Stromtransformator) in unmittelbarer Nähe der Messgeräte.

Da zum Auslösen der VEMP-Reaktionen akustische Transientenstimuli mit hohem Pegel erforderlich sind, müssen die Benutzer sicherstellen, dass der Stimulus vor dem Test korrekt kalibriert wird. Darüber hinaus sollte der Stimuluspegel sorgfältig gewählt werden, damit der Patient keine subjektiven Lautstärkebeschwerden und körperlichen Schäden erleidet. Wenn ein Knochenleiter verwendet wird, sollte der Reizpegel niedriger sein als bei einem luftgeleiteten Reiz.

Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler (z.B. Kopfhörer, Einsteckhörer oder Knochenleiter) und ein Elektrodenkabel angeschlossen sind. Vergewissern Sie sich, dass die Haut an den vorgesehenen Positionen der Elektroden sauber ist. Reinigen Sie die Haut gegebenenfalls gründlich (z.B. mit Hautvorbereitungsgel), um Schmutz, Öl und oberflächlich abgestorbene Haut zu entfernen. Wählen Sie geeignete Elektroden aus und

bringen Sie sie auf der Haut des Patienten an. Auf den Elektrodenkontakt kann ein Elektrolytgel aufgetragen werden, um die Leitfähigkeit der Hautschicht zu verbessern, wodurch die Elektrodenoberfläche effektiv vergrößert wird. Befestigen Sie die Elektrodenklemmen des Elektrodenkabels an der richtigen Elektrode. Die weiße und die rote Elektrode sind die Aufzeichnungselektroden, die schwarze Elektrode ist die Masseelektrode. Platzieren Sie die Masseelektrode nicht in der Nähe des Herzens, um die Induktion von EKG-Wellen zu vermeiden. Es gibt mehrere Möglichkeiten, die Elektroden zu platzieren. Die Position der Elektroden wirkt sich auf die Morphologie der Wellenform, die Spitzenamplitude und die Latenzzeit aus.

Wählen Sie das Testohr aus. Es wird eine Abbildung der Elektrodenmontage entsprechend der Testart (d. h. cVEMP ① oder oVEMP ②) angezeigt. Das Testohr wird durch ein rotes (rechts) oder blaues (links) Symbol ③ angezeigt.

- cVEMP-Elektrodenmontage

Die weiße Elektrode wird am oberen Drittel des SCM-Muskels auf der Testseite angebracht, die rote Elektrode am sternoklavikulären Übergang und die schwarze Elektrode an der Stirn. Alternativ können die weiße und die rote Elektrode im oberen Drittel des linken bzw. rechten SCM-Muskels angebracht werden (symmetrische Montage für bilaterale Tests).

- oVEMP-Elektrodenmontage

Die weiße Elektrode wird seitlich an der Mittellinie (d. h. etwas außerhalb der Pupille) des Unterlids der Testseite gegenüberliegenden Seite angebracht. Die rote Elektrode wird 1-2 cm unterhalb der weißen Elektrode auf der Mittellinie (d. h. direkt unter der Pupille) angebracht, und die schwarze Elektrode wird auf der Stirn angebracht. Alternativ können die weiße und die rote Elektrode auch unter dem rechten bzw. linken Auge angebracht werden (symmetrische Montage bei bilateralen Tests).

Die Elektroden müssen sorgfältig positioniert werden, da eine geringfügige Verschiebung der Elektrodenposition bei beiden Arten des VEMP-Tests zu einer dramatischen Veränderung der Struktur der aufgezeichneten Potenziale führt. Die schwarze Elektrode (Masse) kann auch an Kinn, Nase oder Wange angebracht werden. Bei bilateralen Tests ist es wichtig, die Elektroden symmetrisch anzubringen, um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. Bei der symmetrischen Montage müssen die Elektroden bei aufeinanderfolgenden bilateralen Tests nicht versetzt werden, was die Testzeit verkürzt und die Unannehmlichkeiten für den Patienten verringert, obwohl die Spitzenamplituden kleiner sein können als bei der Standardmontage.

Die Messung der Elektrodenimpedanz beginnt (siehe *Abbildung 68*). Die Elektrodenimpedanz ist abhängig vom Elektrodenmaterial und der Oberfläche, mit der es in Kontakt kommt. Die Impedanz wird für die rote bzw. weiße Elektrode gegenüber der schwarzen Elektrode ④ angezeigt. Der VEMP-Test kann durch Drücken der Wiedergabetaste ⑤ gestartet werden, wenn die Impedanzen unter 6 k Ω liegen und die Differenz zwischen der roten und der weißen Elektrodenimpedanz unter 3 k Ω liegt. Wenn Sie die Wiedergabetaste eine Zeit lang nicht drücken, erscheint eine Meldung, um Sie daran zu erinnern, die Messung durch Drücken der Wiedergabetaste zu starten. Es ist möglich, in den AEP-Voreinstellungen einen automatischen Start des VEMP-Tests zu konfigurieren, sobald ausreichende Impedanzen vorhanden sind. Der Bildschirm für die Testbereitschaft wird dann automatisch angezeigt, wenn die Impedanzen unter 4 k Ω und die Impedanzdifferenz unter 2 k Ω liegen. In manchen Fällen können diese Impedanzen jedoch nicht erreicht werden (z.B. ist bei kleinen Kindern eine Reinigung der Haut nicht möglich, da das Kind beim Reiben der Haut aufwachen würde), und ein VEMP-Test soll trotz der nicht idealen Testbedingungen durchgeführt werden. In diesen Fällen erscheint eine Vorwärts-Taste, wenn die Impedanzen unter 12 k Ω und die Impedanzdifferenz unter 6 k Ω liegen. Wenn die Impedanzen schlechter sind, ist kein VEMP-Test möglich. Wenn die Impedanzen zu hoch sind, überprüfen Sie das Elektrodenkabel (siehe PRAKTISCHE ANWENDUNG in Abschnitt [3.2.5: Überblick: Auditorisch evozierte Potentiale](#)) und reinigen Sie die Haut, verwenden Sie ein leitfähiges Gel und warten Sie ein paar Minuten, bis das Gel in die Haut eingedrungen ist.

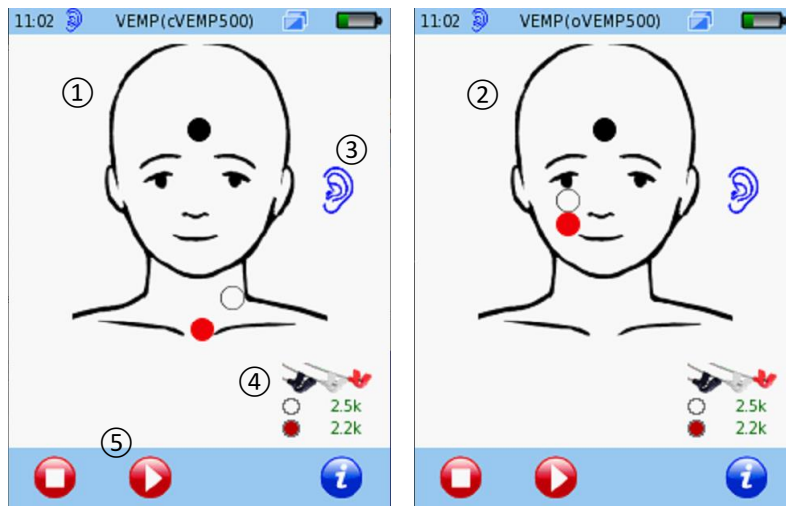


Abbildung 68: VEMP-Impedanzmessung mit Elektrodenmontagebild entsprechend dem gewählten Testtyp (links: cVEMP; rechts: oVEMP; beide Tests am linken Ohr). Beispiele zeigen gute Impedanzen mit Play-Taste

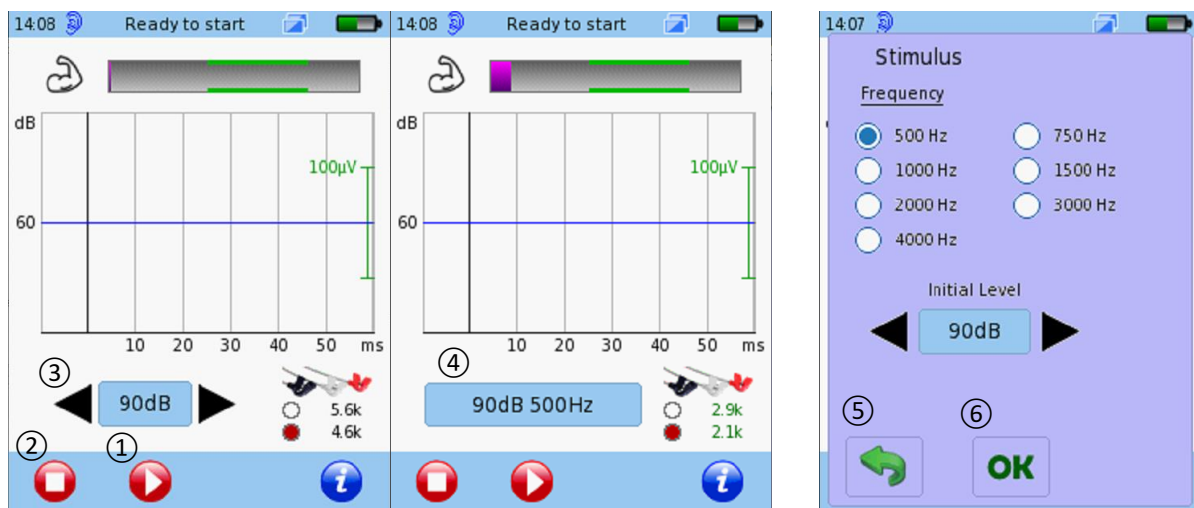


Abbildung 69: Bildschirm "VEMP Bereit" (links: In-Test-Frequenzänderung deaktiviert; Mitte: In-Test-Frequenzänderung aktiviert; rechts: Bildschirm zur Einstellung von Pegel und Frequenz)

Nach erfolgreicher Messung der Elektrodenimpedanz können Sie zum Bildschirm "Bereit" wechseln (Abbildung 69) wechseln, indem Sie die Play- (oder Vorwärts-) Taste drücken. Sie können die VEMP-Messung durch Drücken der Play-Taste ① starten oder den Test durch Drücken der Stop-Taste ② beenden. Auf dem Bildschirm "Bereit" kann der Stimuluspegel durch Drücken der Pfeiltasten ③ verändert werden. Wenn die Option zur Frequenzänderung im Test aktiviert ist, wird stattdessen eine Schaltfläche zur Einstellung von Pegel und Frequenz ④ angezeigt. Wenn die Setup-Taste gedrückt wird, öffnet sich ein Bildschirm für die Pegel-/Frequenzeinstellung. Der Setup-Bildschirm kann mit der Taste "Zurück" ⑤ (ohne Speichern der Änderungen) oder der Taste "OK" ⑥ (Speichern der Änderungen) verlassen werden.

Vor der Messung bitten Sie den Patienten, sich in die folgende Testposition zu begeben.

- cVEMP

Überprüfen Sie den Zustand der Halswirbelsäule des Patienten, um sicherzustellen, dass der Patient eine angemessene Kontraktion des SCM-Muskels aufrechterhalten kann, ohne Schmerzen oder Beschwerden zu verursachen. Bitten Sie den Patienten, den Kopf leicht aus der Ruheposition anzuheben und ihn dann um $\geq 45^\circ$ von der stimulierenden Ohrseite wegzudrehen (d. h. Nackendrehung), um den

SCM-Muskel zu kontrahieren. Der Patient sollte angewiesen werden, die Kopfposition während des Tests beizubehalten.

- oVEMP

Bitten Sie den Patienten, den Blick um $\sim 35^\circ$ nach oben zu richten und dabei den Kopf in Ruhestellung zu halten. Der Patient sollte angewiesen werden, den Blick nach oben während des Tests aufrechtzuerhalten.

Der VEMP-Stimulus wird über den Schallwandler abgegeben und die Reaktion wird über das Elektrodenkabel erfasst. Während der Messung werden die Elektrodenimpedanz und die EMG-Potenziale überwacht. Falls die Impedanzen zu hoch werden (z.B. weil eine Elektrode abgefallen ist), wird der Test automatisch unterbrochen. Die Messung wird auch automatisch unterbrochen, wenn die beobachtete EMG-Aktivität außerhalb des vom Benutzer festgelegten Bereichs liegt (z.B. wenn die Kopfposition des Patienten oder die Blickrichtung falsch verändert wird). Der Test kann erst fortgesetzt werden, wenn die Elektrodenimpedanzen wieder tolerierbare Werte erreichen und die myogene Aktivität in den angegebenen Bereich passt.

Während der VEMP-Messung werden die folgenden Informationen auf dem Bildschirm angezeigt (siehe *Abbildung 70*):

Die VEMP-Kurven werden für jeden ausgewählten Stimuluspegel und jede Frequenz angezeigt. Auf dem Standardmessbildschirm werden maximal acht Kurven gleichzeitig angezeigt. Die aktuell getestete Kurve wird in rot (rechtes Ohr) oder blau (linkes Ohr) angezeigt. Die grüne Kurve zeigt die Wellenform des Stimulus an. Durch horizontales Verschieben eines Fingers über die Zeitachse des Diagrammbereichs der VEMP-Kurven kann die Zeitskala angepasst werden. Durch vertikales Verschieben eines Fingers über den Diagrammbereich kann die Amplitudenskala angepasst werden. Durch Drücken des Bildschirms VEMP-Kurven-Spitzenwertmarkierung (später beschrieben, siehe *Abbildung 71*) wird angezeigt. Sie können zum Standardmessbildschirm zurückkehren, indem Sie auf dem Bildschirm für die Spitzenwertmarkierung die Taste "Zurück" drücken.

Der EMG-Balken ① stellt die myogene Aktivität dar, die ein Indikator für die Muskelkontraktion des Patienten ist. Der konfigurierte gültige EMG-Bereich wird als grüne Linien im Balken angezeigt. Bei guten Messbedingungen sollte der EMG-Balken innerhalb des grünen Bereichs bleiben. Ein EMG außerhalb des grünen Bereichs deutet darauf hin, dass die Muskelkontraktion zu gering (z.B. zu geringe Nackentorsion) oder zu hoch (z.B. Bewegung, zusammengebissener Kiefer/Zähne, schielende Augen) sein könnte. Die Stimulation und die Messung werden unterbrochen, wenn der EMG-Wert außerhalb des grünen Bereichs liegt. Der Fortschrittsbalken ② zeigt den Fortschritt der Messung an der gerade aktiven Kurve an. Ist der Balken voll, ist die Messung für die aktuelle Messkurve beendet, d.h. die vom Benutzer festgelegte Anzahl der Mittelungen ist erreicht. Die Elektrodenimpedanz ③ wird während der Messung regelmäßig aktualisiert und die Messung pausiert, wenn die Impedanz zu hoch wird. Der Test kann manuell pausiert ④, nach einer Pause fortgesetzt oder gestoppt ⑤ werden. Außerdem kann eine Strommessung übersprungen werden ⑥. Der Test wird angehalten (d. h. er kehrt in den Modus "Startbereit" zurück), nachdem die Aufzeichnung jeder Messkurve abgeschlossen ist (*Abbildung 70* rechts). Der Pegel (und die Frequenz, wenn die Frequenzänderung während des Tests aktiviert ist) kann durch Drücken der Pegel-/Frequenz Taste ⑦ für eine neue Messkurvenaufzeichnung angepasst werden. Eine neue Messkurvenaufzeichnung mit neu eingestelltem Pegel und/oder Frequenz kann durch Drücken der Play-Taste ⑧ gestartet werden. Es können maximal acht Messkurven in einem VEMP-Test aufgezeichnet werden. Der Test ist beendet, wenn die Stoptaste ⑤ gedrückt wird.

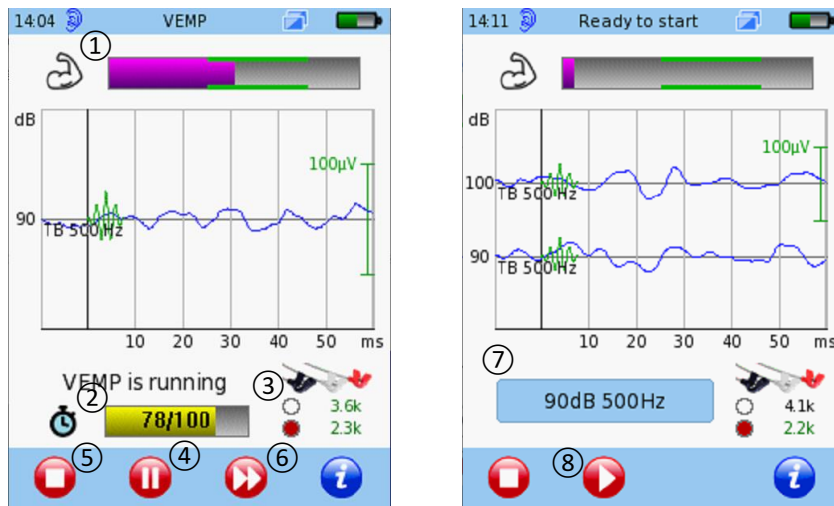


Abbildung 70: VEMP-Messung (links: Standardmessbildschirm; rechts: Startbereitschaftsbildschirm für den Test)

Nach Abschluss des Tests wird das VEMP-Ergebnis angezeigt (siehe Abbildung 71). Die aufgezeichneten VEMP-Kurven (1) werden für jeden Stimuluspegel und jede Frequenz angezeigt. Ein Balkendiagramm (2) auf der linken Seite jeder Kurve stellt die gesamte EMG-Aktivität für die Kurve dar. Die Auflösung der Amplitudenachse kann durch Verschieben eines Fingers nach oben (Vergrößerung) oder unten (Verkleinerung) auf dem Bildschirm des Ergebnisdiagramms geändert werden. Die Kurven können nach Zeit (Testreihenfolge) oder nach Pegel sortiert angezeigt werden, und VEMP-Kurven desselben Pegels können zusammengefasst angezeigt oder übereinander aufgetragen werden, um die Wiederholbarkeit einer VEMP-Reaktion für einen bestimmten Pegel zu bewerten. Wenn die Option Frequenzwechsel im Test ausgewählt wurde, werden die Kurven für jedes getestete Frequenz-Pegel-Paar angezeigt und können nach Frequenz sortiert werden. Wenn die andere Seite noch nicht getestet wurde, wird die Ohrentaste mit dem Wiedergabesymbol (3) angezeigt. Durch Drücken dieser Taste können die gleichen Bedingungen auf dem anderen Ohr getestet werden. Wenn beide Seiten getestet wurden, wird stattdessen die Ohrentaste ohne Wiedergabesymbol (4) angezeigt, die das aktuell ausgewählte Ohr darstellt. Durch Drücken dieser Taste können Sie die Ergebnisanzeige von links nach rechts umschalten. Die Auflösung der Zeitachse kann durch Bewegen eines Fingers nach rechts (Vergrößern) oder links (Verkleinern) auf der Zeitachse des Ergebnisgrafikbildschirms geändert werden. Die Latenzen für P1 und N1 können vom Benutzer auf dem Peak-Marker-Bildschirm eingestellt werden (5). Der gerade aktive Marker wird durch einen Kreis angezeigt. Auf diesem Bildschirm werden maximal drei Messkurven angezeigt, die nach Reizstärke (oder Frequenz, wenn die Frequenzänderung im Test aktiviert wurde) sortiert sind. Um die Anzeige der Messkurve nach oben oder unten zu scrollen, wählen Sie einen beliebigen Marker der oberen bzw. unteren Messkurve aus. Der aktive Marker kann mit den Rechts-/Links-Pfeiltasten (6) entlang der ausgewählten Messkurve verschoben und mit der Set-Marker-Taste (7) gesetzt werden. Während des Verschiebens des Markers ist er grau. Beim Setzen des Markers wird er rot oder blau (für das rechte bzw. linke Ohr). Die Latenz, die dem aktiven Marker entspricht, und die daraus resultierende Spitze-Spitze-Amplitude werden als numerischer Wert unterhalb der VEMP-Kurve angezeigt. Sie können wählen, welchen Marker (P1 oder N1) Sie ändern möchten, indem Sie die Taste zur Auswahl des Spitzenwert-Markers (8) drücken. Wenn ein Marker geändert wurde, erscheint in der Fußzeile die Schaltfläche OK (9). Beim Verlassen der Ergebnisansicht können die Änderungen durch Drücken der OK-Taste (9) übernommen oder durch Drücken der Zurück-Taste (10) verworfen werden.

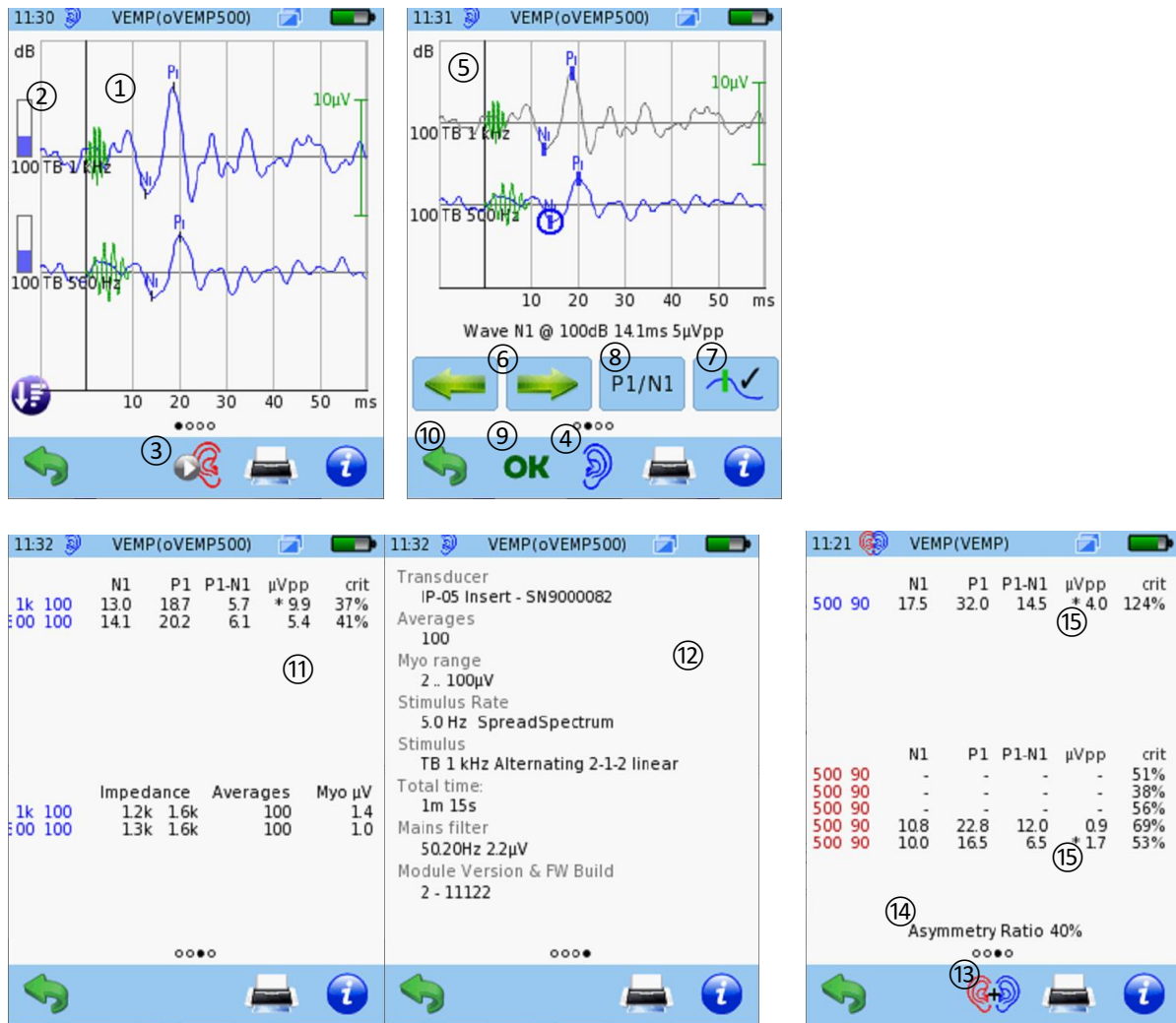


Abbildung 71: VEMP-Ergebnis (oben links: Kurven mit bestätigtem Peak P1/N1; oben rechts: Peak-Marker-Einstellungen; unten links: Messdaten; unten Mitte: allgemeine Testinformationen; unten rechts: bilaterale Messdaten)

Indem Sie auf dem Ergebnisbildschirm mit dem Finger von rechts nach links streichen, können Sie zu anderen Ergebnisansichten weitergehen. Die beiden Bildschirme zeigen numerische Werte von Latenzen, Inter-Peak-Latenzen und Peak-to-Peak-Amplituden zusammen mit anderen testbezogenen Informationen (wie Impedanzen, Anzahl der Mittelwerte und myogenes Potenzial vor dem Stimulus für jede Kurve) (11) sowie allgemeine Informationen über den verwendeten Schallwandler und die Einstellungen (wie Mittelwerte, EMG-Bereich, Stimulusrate, Stimulustyp, Testoptionen, Gesamtzeit, Netzfilterinformationen sowie Modul- und Firmware-Versionen) (12).

Wenn beide Seiten nacheinander mit der anderen Ohrwiedergabetaste (3) getestet wurden, können die Ergebnisse dieser Tests auf demselben Display angezeigt werden, indem das Ohrsymbol (4) mehrmals gedrückt wird, bis das Symbol für beide Ohren (13) erscheint. Wenn für beide Ohren die gleichen Stimulusbedingungen (Stimulustyp, Stimulusfrequenz und -pegel) verwendet wurden und für eine der gespeicherten Kurven in beiden Ergebnissen Spitzenwertmarkierungen gesetzt wurden, wird automatisch das Asymmetrieverhältnis (14) berechnet und angezeigt. Dies zeigt die Größe der Differenz der Spitze-Spitze-Amplituden zwischen beiden Ohren an. Wenn mehrere Spitze-Spitze-Amplituden in einem Test verfügbar sind (d. h. mehrere Kurven mit definierten Spitzenwerten wurden im Test gespeichert), wird der höchste Spitze-Spitze-Amplitudenwert für eine bestimmte Stimulusbedingung, der durch einen Stern (15) gekennzeichnet ist, für die Berechnung des Asymmetrieverhältnisses verwendet.

Für die Interpretation der VEMP-Ergebnisse können die folgenden Fallbeispiele herangezogen werden:

- Normaler Patient: VEMPs mit Tone-Burst-Stimuli zeigen typischerweise Spitzen über 80 dB HL und die Spitzen verblassen schnell, wenn der Stimuluspegel abnimmt. Die Stimulusfrequenz von 500 Hz ruft normalerweise die größten P1- und N1-Amplituden hervor. Die VEMP-Amplituden nehmen im Allgemeinen mit dem Alter ab.
- Morbus Menière: Die Stimulusfrequenz, die die maximale Spitze-Spitze-Amplitude hervorruft, ist auf mehr als 500 Hz verschoben. Es wird auch ein erhöhtes Asymmetrieverhältnis im cVEMP beobachtet, typischerweise größer als 35 %.
- Drittes-Fenster-Syndrom (Syndrom der Dehiszenz des oberen Gehörgangs): Die Spitzenschwelle sinkt auf ≥ 10 dB unter die normale Schwelle für einen bestimmten Reiz.
- Vestibularisschwannom: Tumoren, die vom Nervus vestibularis inferior ausgehen, gehen mit fehlenden VEMP-Reaktionen einher. Patienten mit vestibulärem Schwannom haben kleine oder fehlende cVEMP-Antworten und/oder zeigen ein hohes Asymmetrieverhältnis. Die Spitzenlatenzen bleiben in der Regel im normalen Bereich, aber einige Patienten mit großen Tumoren zeigen verlängerte Latenzen.
- Vestibularisneuritis: Etwa die Hälfte der Patienten zeigt abnorme VEMP-Reaktionen. Einige Patienten mit abnormalen VEMP-Reaktionen haben normale kalorische Reaktionen.
- Multiple Sklerose: Die P1-N1-Latenzzeiten sind verlängert. Bei Patienten mit Hirnstamm-Legionen wie dem Wallenberg-Syndrom fehlen die VEMP-Reaktionen.

LITERATUR

- 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.
- Dlugacz 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): Vestibularevoked myogenic potentials show altered tuning in patients with Meniere's disease, *Otol Neurotol* 25(3), p. 333–338.

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

3.2.10 Überblick: Mittelohr-Tests

Die Funktion des Mittelohrs besteht darin, den Verlust an Schallenergie zu minimieren, der bei der Übertragung des Schalls von der Luft im äußeren Gehörgang (geringe Dichte) auf die Flüssigkeit im Innenohr (hohe Dichte) entsteht. Ohne die besonderen Merkmale des Mittelohrs würden aufgrund der unterschiedlichen Dichte etwa 99,9 % der Schallenergie an der Flüssigkeit im Innenohr reflektiert werden. Das Mittelohr trägt dazu bei, die Energieübertragung zum Innenohr zu verbessern, indem es den Schalldruck und die Kraft erhöht (siehe *Abbildung 72*). Die Erhöhung des Schalldrucks ist einfach auf die Tatsache zurückzuführen, dass die Fläche des Trommelfells siebzehnmal größer ist als die Fläche der Fußplatte des Steigbügels, der die Verbindung zwischen Mittel- und Innenohr am ovalen Fenster darstellt. Der Anstieg des Schalldrucks wird deutlich, wenn man die physikalische Gleichung betrachtet, die den Druck als Kraft geteilt durch die Fläche definiert ($p = F / A$). Bei verringerter Fläche und gleicher Kraft erhöht sich also der Druck. Die Zunahme der Kraft ist auf die unterschiedliche Länge von Hammer und Amboss zurückzuführen, die eine Hebelwirkung der Gehörknöchelchenkette (Hammer, Amboss und Steigbügel) bewirkt. Beide Mechanismen führen zu einer Impedanzanpassung, die eine Übertragung von bis zu 60 % der Schallenergie an das Innenohr bei etwa 1 bis 3 kHz ermöglicht.

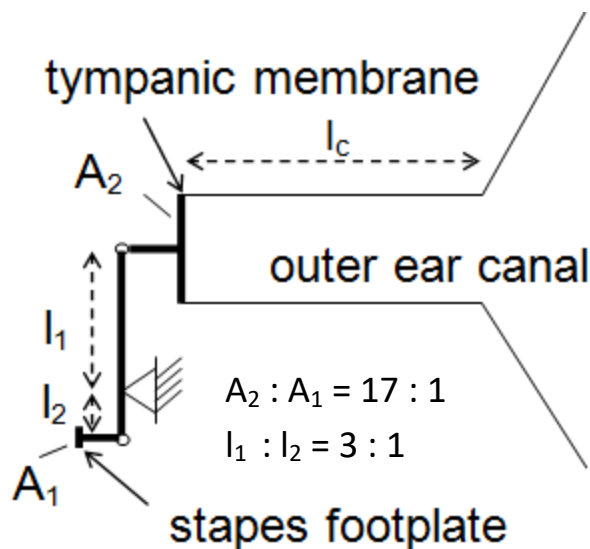


Abbildung 72: Schematische Darstellung des Mittelohrs. A_1 und A_2 sind die Flächen von Steigbügel Fußplatte und Trommelfell, l_1 und l_2 sind die Hebelarmenlängen von Hammer und Amboss

Das Mittelohr ist in der Lage, die Impedanz zu erhöhen, wenn dies zum Schutz vor lauten Geräuschen erforderlich ist. Bei einem Schall, der 80 dB HL übersteigt, wird der Stapediusmuskel aktiviert, was zu einer erhöhten Steifigkeit des Mittelohrs führt. Infolgedessen nimmt die zum Innenohr übertragene Energie ab. Der Stapediusreflex ist sowohl auf dem ipsilateralen als auch auf dem kontralateralen Ohr aktiv.

Der Begriff Impedanz umfasst die Impedanz Z (Einheit: akustisches Ohm) oder die Admittanz Y ($= 1/\text{Impedanz}$, Einheit: akustisches Mho) und ihre komplexen Komponenten. In Bezug auf das Mittelohr definiert die Impedanz den Widerstand des Mittelohrs gegen den Fluss der Schallenergie, während die Admittanz die Energiemenge definiert, die in das Mittelohr fließt. In der Mittelohrdiagnostik wird üblicherweise die Admittanz bewertet. Die Admittanz wird durch die Compliance ($= 1/\text{Steifigkeit}$, Federkraft), die Masse und die Reibung bzw. den Widerstand bestimmt. Mathematisch gesehen ist die Admittanz Y ein komplexer Wert, der sich aus Leitwert G (Realteil) und Suszeptanz B (Imaginärteil) zusammensetzt, d. h. $Y = G + jB$. Die Reibung beeinflusst den Leitwert, während die Nachgiebigkeit und die Masse den Suszeptanzwert beeinflussen. Die Leitfähigkeit (Reibung) ist unabhängig von der Frequenz, während die Suszeptanz (Nachgiebigkeit, Masse) von der Frequenz abhängt, wobei die Suszeptanz der Nachgiebigkeit umgekehrt proportional zur Frequenz und die Suszeptanz der Masse direkt proportional zur Frequenz ist. Mit zunehmender Frequenz entwickelt sich die Gesamtsuszeptanz von positiven Werten (steifigkeitsgesteuert) gegen 0 mmho (Resonanz) zu negativen Werten (massegesteuert). Die

Resonanzfrequenz ist direkt proportional zur Steifigkeit des Mittelohrs, d. h. mit zunehmender Steifigkeit steigt die Resonanzfrequenz (z.B. bei Otosklerose), und umgekehrt proportional zur Masse des Mittelohrs, d. h. mit zunehmender Masse sinkt die Resonanzfrequenz.

Der typische Messaufbau besteht aus einer Ohrsonde, die im Gehörgang versiegelt ist und einen Lautsprecher enthält, der das Stimulussignal erzeugt, ein Mikrofon, das die Reaktion überwacht (d. h. den Teil des Stimulus, der vom Trommelfell reflektiert wird), und einen pneumatischen Anschluss für die Zufuhr von Luftdruck über einen Luftschlauch. Das Gerät, an das die Ohrsonde angeschlossen ist, stellt die Pumpe zur Erzeugung des variablen Luftdrucks bereit. Die Impedanzkalibrierung wird in der Regel mit mehreren Testkavitäten mit unterschiedlichem Volumen durchgeführt. Die Testhöhlräume haben ein definiertes Luftvolumen, so dass ihre Admittanz bekannt ist. Dies ermöglicht die Kalibrierung des Geräts für den typischen Bereich der akustischen Admittanz.

Die Immittanzaudiometrie bestimmt die Reflexion des Schalls am Trommelfell und kann daher Informationen über Mittelohrstörungen liefern, die durch verschiedene Mittelohrpathologien verursacht werden, darunter Otosklerose (Zunahme der Steifigkeit), Otitis media (Zunahme der Masse) und Eustachische Röhrenfunktionsstörung (Abnahme des statischen Drucks in der Paukenhöhle). Verschiedene Pathologien können zu ähnlichen Tympanogrammen führen (z.B. kann ein flaches Tympanogramm aufgrund einer Malleusfixation oder eines Mittelohrergusses auftreten), und dieselbe Pathologie kann bei verschiedenen Patienten oder mit unterschiedlichen Merkmalen nicht zu identischen Tympanogrammformen führen (z.B. ist das Tympanogramm bei einem Mittelohrerguss von der Flüssigkeitsmenge in der Paukenhöhle abhängig), so dass eine zusätzliche Diagnostik erforderlich sein kann. Tympanometrie und Akustikreflextests können nicht sinnvoll durchgeführt werden, wenn das Trommelfell perforiert ist (z.B. wenn ein Tympanostomie-Röhrchen eingelegt ist). Weitere Informationen zur Tympanometrie, zu akustischen Reflextests und zu Funktionstests der Eustachischen Röhre finden Sie in den Abschnitten [3.2.11: Tympanometrie](#), [3.2.12: Akustischer Reflex-Test](#) und [3.2.13: Funktionstests der Eustachischen Röhre](#).

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Es wird empfohlen, die Funktionsfähigkeit des pneumatischen Systems (d.h. Luftschlauch und Pumpeneinheit) regelmäßig zu überprüfen. Dies kann über den Test der Pumpeneinheit erfolgen (siehe *Abbildung 73*), der die korrekte Druckerzeugung und -haltung überprüft. Schließen Sie die Tympanometrie-Ohrsonde an das Gerät an und vergewissern Sie sich, dass auch der Luftschlauch ordnungsgemäß mit dem Gerät verbunden ist. Setzen Sie die Sondenspitze in eine geeignete Prüfkavität ein und stellen Sie sicher, dass die Sondenspitze tief in die Prüfkavität eingeführt ist, so dass es keine Leckage zwischen Sondenspitze und Prüfkavität gibt. Zunächst wird die Druckerzeugung geprüft. Der statische Luftdruck beginnt bei 0 daPa und steigt kontinuierlich bis +200 daPa an, d. h. es sollte eine kontinuierlich ansteigende Kurve angezeigt werden. Zweitens wird die Druckhaltung geprüft. Der anfängliche statische Luftdruck von +200 daPa muss während der Prüfzeit ohne größeren Druckabfall gehalten werden, d. h. es sollte eine relativ flache Linie angezeigt werden. Wenn das pneumatische System ordnungsgemäß funktioniert, ist die Prüfung bestanden (d. h. es wird ein grünes Symbol angezeigt). Bitte beachten Sie, dass, wenn der zweite Untertest (Druckhaltung) fehlschlägt, dies auf eine undichte Verbindung zurückzuführen sein kann, die vor allem zwischen der Ohrsonde und der Testkavität auftreten kann. Versuchen Sie in diesem Fall, eine andere Prüfkavität zu verwenden, oder versuchen Sie, die Ohrsonde abzudichten, indem Sie die Sondenspitze abnehmen und einen Finger auf die Ausgangskanäle legen. Alternativ können Sie den Test nur für die Pumpeneinheit wie folgt durchführen: Nehmen Sie die Tympanometrie-Ohrsonde vom Gerät ab und verschließen Sie die Luftdruckbuchse am Gerät z.B. mit einem Finger oder durch Aufschrauben der Kappe auf die Druckauslassbuchse. Bei diesem Aufbau wird nur die Pumpeneinheit des Geräts getestet.

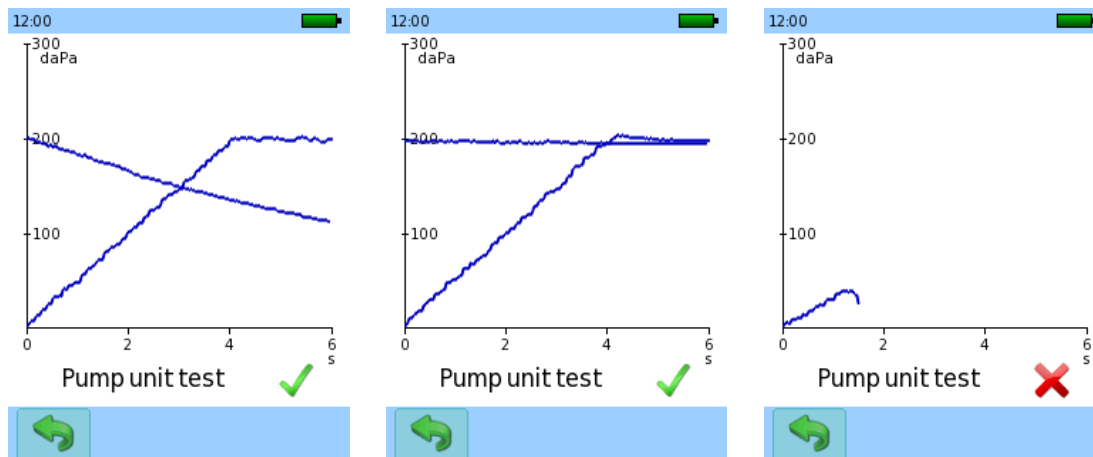


Abbildung 73: Prüfung des Pumpenaggregats (links: Prüfung mit leicht undichter Dichtung der Sondenspitze; Mitte: Prüfung mit geschlossenem Druckauslassstutzen; rechts: fehlgeschlagene Prüfung mit undichter Dichtung, wenn die Sondenspitze nicht in den Prüfhohlraum eingeführt ist)

Es wird empfohlen, die Admittanzkalibrierung am Gerät regelmäßig über das Tympanometrie-Kalibrierungsverfahren nachzustellen (siehe Abbildung 74), mit dem die korrekten Admittanz-Referenzwerte für die drei Testkavitäten mit bekanntem Volumen (0,5, 2,0 und 5,0 ml) eingestellt werden.

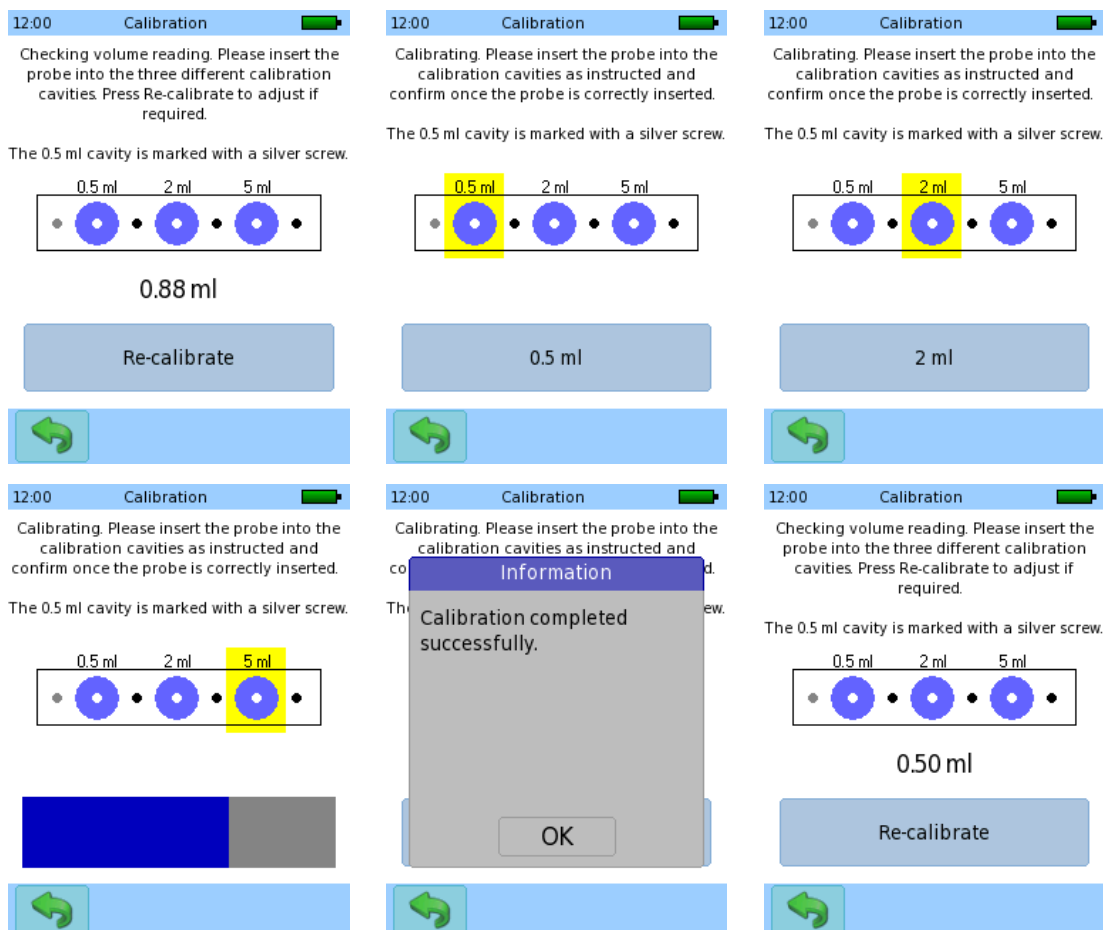


Abbildung 74: Kalibrierung der Admittanz bei drei verschiedenen Volumen

Verwenden Sie für diesen Test die mitgelieferte Testkavitätenbox. Stecken Sie die richtige Sondenspitze (PT-S) in die erste Testkavität (z.B. 0,5 ml) und stellen Sie sicher, dass die Sondenspitze tief in die Testkavität eingeführt ist, so dass es keine Leckage zwischen Sondenspitze und Testkavität gibt. Warten Sie, bis sich der Volumenwert

einstellt. Wenn der angezeigte Wert vom Nennwert abweicht, drücken Sie die Taste "*Rekalibrierung*". Drücken Sie die Taste *Volumen (0,5 ml)*, um die Kalibrierung für das Volumen 0,5 ml zu starten. Die jeweilige Admittanz wird entsprechend angepasst. Fahren Sie mit den beiden anderen Volumina wie auf dem Bildschirm angezeigt fort. Während der Kalibrierung für ein Volumen wird ein Fortschrittsbalken angezeigt. Wenn alle drei Testvolumina kalibriert wurden, erscheint eine Meldung, die angibt, ob die Kalibrierung erfolgreich war oder nicht. Wenn die Kalibrierung fehlgeschlagen ist, wiederholen Sie den Vorgang und stellen Sie sicher, dass Sie die richtigen Volumina wie auf dem Bildschirm angegeben verwenden. Bitte denken Sie daran, dass das Volumen der Kavität neben der Silberschraube das 0,5-ml-Volumen darstellt. Nach erfolgreicher Kalibrierung können Sie die Admittanzkalibrierung überprüfen, indem Sie die Tympanometriekalibrierung erneut eingeben. Prüfen Sie, ob der angezeigte Wert mit dem jeweiligen Nennwert übereinstimmt.

Wenn Sie Abweichungen vom oben beschriebenen Verhalten feststellen oder eine Funktionsstörung vermuten, versuchen Sie es bitte erneut mit einer anderen Tympanometrie-Ohrsonde und/oder wenden Sie sich an Ihren Händler.

LITERATUR

- 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 Tympanometrie

METHODIK

Die Schallleitung durch das Mittelohr (vom Trommelfell über die Gehörknöchelchen bis zur Fußplatte des Steigbügels) kann durch Messung der akustischen Admittanz ($= 1/\text{Impedanz}$) des Trommelfells bei Variation des statischen Drucks im äußeren Gehörgang mit einer Luftpumpe geprüft werden. Die Funktion des Trommelfells ist am besten, wenn auf beiden Seiten, d. h. in der Paukenhöhle und im äußeren Gehörgang, der gleiche Druck herrscht. In diesem Zustand ist die Schwingung des Trommelfells maximal und der größte Teil eines Schallsignals wird an das Innenohr weitergeleitet und nur ein kleiner Teil wird reflektiert. Wenn der Druck auf beiden Seiten des Trommelfells unterschiedlich ist, wird mehr Energie reflektiert. Diese Situation kann z.B. durch eine Belüftungsstörung der Paukenhöhle, Flüssigkeit in der Paukenhöhle oder eine Perforation des Trommelfells entstehen. Generell ist zu beachten, dass sich Admittanztests nur auf die Schallenergie beziehen, die in das Mittelohr fließt, nicht aber darauf, wie viel Energie durch das System übertragen wird. Es gibt bestimmte Pathologien (z.B. tympanosklerotische Plaques), die zu einem abnormalen Tympanogramm führen können, aber nicht mit einem ausgeprägten Hörverlust verbunden sind. Im Gegensatz dazu kann eine Otosklerose ein relativ normales Tympanogramm mit einem deutlichen Hörverlust verursachen.

Aufgrund der vom Trommelfell entfernten Messposition wird die Admittanzmessung von den Eigenschaften des Mittelohrs *und* des äußeren Gehörgangs und damit auch von der Einstecktiefe der Ohrsonde beeinflusst. Um ein Maß für die reine Mittelohradmittanz zu erhalten, muss die Gehörgangsadmittanz von der Gesamtadmittanz abgezogen werden. Bei ausreichender Spannung des Trommelfells durch einen hohen Über- oder Unterdruck wird die Mittelohradmittanz gegen Null getrieben, d. h. die Admittanz unter diesen Bedingungen liefert einen Schätzwert für die Gehörgangsadmittanz. Die Gehörgangsadmittanz kann von der Gesamtadmittanz abgezogen werden, da angenommen wird, dass die Impedanzen von Gehörgang und Mittelohr parallel geschaltet sind (Djupestrand und Zwislocki, 1972), d.h. die Admittanzen werden aufsummiert ($Y_{\text{total}} = Y_{\text{Kanal}} + Y_{\text{Mittelohr}}$). Diese Annahme ist jedoch nur eine Annäherung, so dass die aus tympanometrischen Messungen abgeleitete Gehörgangsadmittanz eine Schätzung darstellt. Im Allgemeinen wird dieses Verfahren für den klinischen Gebrauch als angemessen angesehen.

Die klinische Standardtympanometrie wird in der Regel mit einem niederfrequenten Stimulus bei 226 Hz (oder 220 Hz) durchgeführt. Bei niedrigen Frequenzen ist das normale Mittelohrsystem steifigkeitsgesteuert und die Suszeptanz (Steifigkeitselement) trägt mehr zur Gesamtadmittanz bei als die Leitfähigkeit (Reibungselement). Andere typische Sondentöneffrequenzen sind 678 Hz (oder 630, 660 Hz), 800 Hz und 1000 Hz.

Normalerweise wird der statische Luftdruck von +300 daPa bis -300 daPa variiert. Die Richtung der Druckänderung (d. h. von Über- zu Unterdruck oder umgekehrt) kann die statische Admittanz beeinflussen (Wilson *et al.*, 1984). Bei höherfrequenten Sondentönen (z.B. 678 Hz) treten mit zunehmender Druckänderung häufiger gekerbte Tympanogramme auf (Wilson *et al.*, 1984). Auch die Geschwindigkeit der Druckänderung kann sich auf die Tympanogramme auswirken. Einspitzige Tympanogramme nehmen typischerweise mit zunehmender Druckänderungsrate an Amplitude zu, aber auch das Auftreten von mehrspitzigen Tympanogrammen nimmt zu (Creten und van Camp, 1974). Darüber hinaus nimmt die Häufigkeit von Kerben bei aufeinanderfolgenden Tympanometrie-Messungen zu, was möglicherweise auf die Viskoelastizität des Trommelfells zurückzuführen ist.

Das Ergebnis der Admittanzmessung ist ein Tympanogramm, das die Mittelohr-Admittanz als Funktion des statischen Luftdrucks im äußeren Gehörgang darstellt (siehe *Abbildung 75*). Verschiedene Mittelohrpathologien weisen unterschiedliche Tympanogramm-Formen auf. Die folgende grobe Beschreibung bezieht sich auf niederfrequente (226 Hz) Tympanogramme. Bei normaler Mittelohrfunktion entspricht das Tympanogramm einer Gauß'schen Glockenkurve, deren Maximum bei statischem Druck von Null liegt (schwarze durchgezogene Linie), d. h. die maximale Energie wird bei atmosphärischem Druck ohne statischen Druckausgleich in das Mittelohr übertragen. Bei einer Funktionsstörung der Eustachischen Röhre verschiebt sich die Spitze der

Gaußschen Glockenkurve in Richtung negativer Druckwerte (rote gestrichelte Linie). Dies ist darauf zurückzuführen, dass sich das Trommelfell am besten in seiner normalen Position bewegt, d. h. wenn der statische Druck im Gehörgang und der statische Druck in der Paukenhöhle gleich sind. Wenn der statische Druck in der Paukenhöhle negativ ist, muss der statische Druck im äußeren Gehörgang mit demselben Wert negativ sein. Folglich liegt die Spitze der Gaußschen Glockenkurve genau bei dem statischen Druck, der in der Paukenhöhle herrscht. Im Falle eines Mittelohrergusses ist die Mittelohrmasse erhöht. In diesem Fall ist die Bewegung des Mittelohrs erheblich eingeschränkt, was zu einer geringeren Nachgiebigkeit (hellblau gestrichelte Linie) führt, die nahezu unabhängig vom statischen Druck ist. Auch bei Otosklerose ist die Bewegung des Mittelohrs reduziert. Infolgedessen ist die Spitze der Gaußschen Glockenkurve klein, liegt aber im Bereich des statischen Drucks Null (graue durchgezogene Kurve). Ein aktivierter Stapediusmuskel führt ebenfalls zu einer reduzierten Compliance.

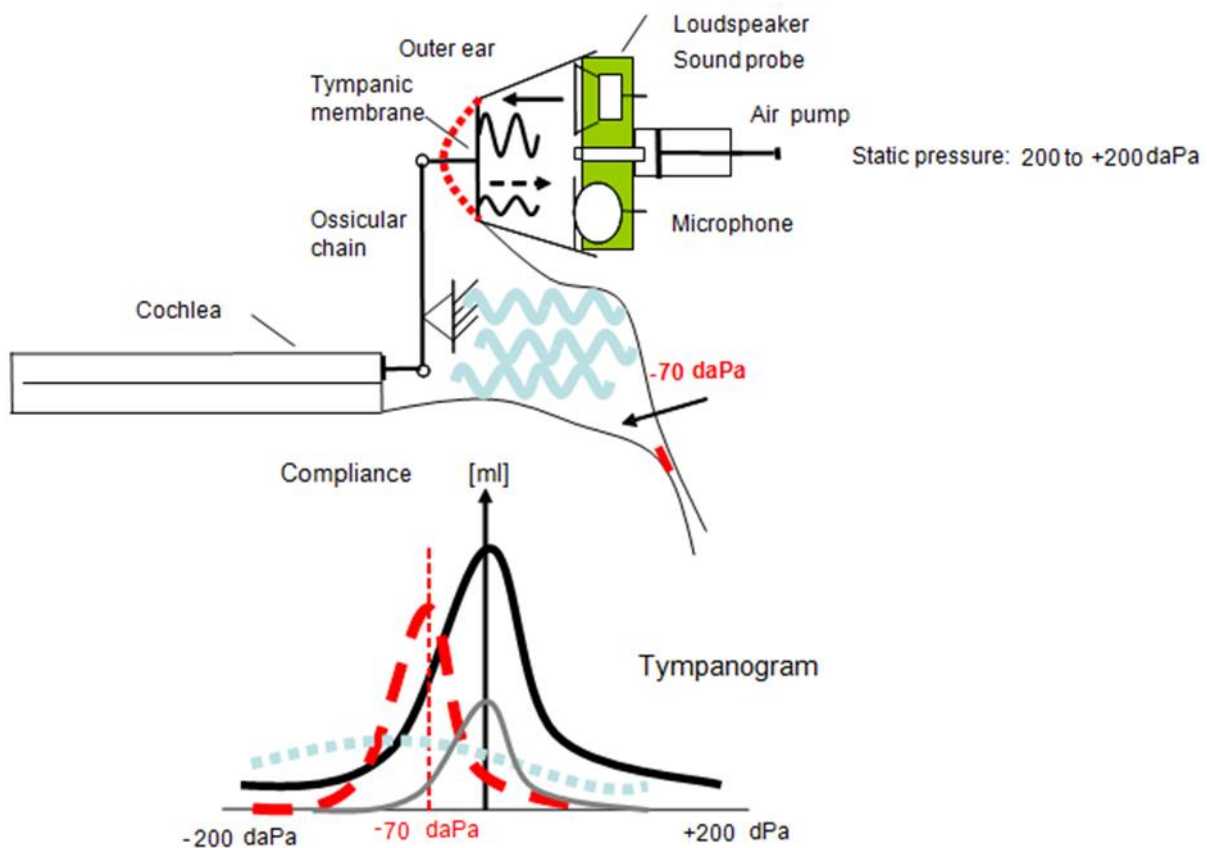


Abbildung 75: Schematischer Überblick über die Tympanometrie (oben) mit Tympanogrammbeispielen (unten: schwarze durchgezogene Linie: normal; graue durchgezogene Linie: Otosklerose; rote gestrichelte Linie: Funktionsstörung der Eustachischen Röhre; hellblau gestrichelte Linie: Erguss)

Typische Parameter eines Tympanogramms sind die tympanometrische Form, das Gehörgangsvolumen, die statische Admittanz, der tympanometrische Spitzendruck und die tympanometrische Breite. Jerger und Northern (1980) stellten drei Typen von Tympanogrammformen vor, die sich auf Tympanogramme mit niedriger Frequenz (226 Hz) beziehen. Typ A stellt ein normales Tympanogramm mit einer ausgeprägten Spitze um 0 daPa dar, Typ B zeigt ein flaches Tympanogramm ohne ausgeprägte Spitze, und Typ C bezieht sich auf Tympanogramme, bei denen die Spitze zum negativen statischen Druck verschoben ist. Bei niedrigen Sondentonfrequenzen tritt in der Regel ein Tympanogramm mit einem Peak auf. Bei Neugeborenen und bei höheren Sondentonfrequenzen weisen Tympanogramme jedoch häufig mehrere Spitzen und Kerben auf (je nachdem, welche Immittanzkomponente gemessen wird).

Das Gehörgangsvolumen wird in der Regel als die Admittanz beim negativen oder positiven Maximaldruck (z.B. bei +200 daPa) geschätzt. Bei niederfrequenten Sondentönen tritt aufgrund der Phasendifferenz zwischen dem Admittanzvektor von Mittelohr und Gehörgang nur ein kleiner Fehler auf. Bei höheren Frequenzen wird dieser Fehler deutlicher. Für einen Sondenton von 226 Hz wird das Gehörgangsvolumen üblicherweise in ml angegeben (was bei dieser Frequenz und unter bestimmten Umgebungsbedingungen dem mmho entspricht). Bei höherfrequenten Sondentönen wird das Gehörgangsvolumen in mmho angegeben. Das Tympanogramm kann durch Subtraktion des Gehörgangsvolumens von der Kurve normalisiert werden, was die kompensierte statische akustische Admittanz Y_{tm} ergibt, die eine Schätzung der akustischen Admittanz an der Seitenfläche des Trommelfells ist. Sie ist in der Regel höher, wenn der maximale negative (und nicht der maximale positive) Druck zur Schätzung der Gehörgangsadmittanz verwendet wird (Margolis und Smith, 1977). Der tympanometrische Spitzendruck ist der Druck, bei dem die maximale Admittanz auftritt. Die tympanometrische Breite ist die Druckdifferenz bei einer Hälfte der kompensierten statischen akustischen Admittanz. Sie quantifiziert die relative Schärfe der Spitze.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *Tymp* auf dem Modulauswahlbildschirm. Das Tymp-Modul befindet sich im Bereich "*Immittance*". Wählen Sie die Voreinstellung, die Sie durchführen möchten. Ändern Sie ggf. die Parameter (z.B. minimaler/maximaler Druck, Geschwindigkeit der Druckänderung, Sondentonfrequenz, Autostart, Autostopp, Reflexoptionen) und den Namen des Presets nach Bedarf. Die verschiedenen Parameteroptionen und möglichen Anwendungen werden im Folgenden erläutert:

Druckaufbau:

Konfiguriert den Druckbereich und die Pumpendrehzahl. Der Druckbereich beträgt bis zu -600 bis +400 daPa für Klasse 1 und -300 bis +300 für Klasse 2. Die Geschwindigkeit des Pumpenaggregats kann in Schritten von 50 daPa/s auf Werte von 50 bis 200 daPa/s eingestellt werden. Die Option "afap" ändert den Druck so schnell wie möglich mit maximal 600 daPa/s und reduziert die Geschwindigkeit auf 200 daPa/s, sobald ein steiler Anstieg der tympanometrischen Kurve erreicht ist.

Sondentonfrequenz:

Der Standardwert ist 226 Hz. Klasse 1 bietet zusätzlich Sondentöne mit 678, 800 und 1000 Hz. 226 Hz wird häufig verwendet, da das Tympanogramm die unterschiedlichen Muster zeigt, die eine Klassifizierung der Tympanogramme (Typ A, B, C) ermöglichen. 1000 Hz wird häufig für kleine Kinder verwendet. Bitte beachten Sie, dass die Multifrequenz (MF)-Option die gleichzeitige Prüfung aller vier Frequenzen ermöglicht, ohne die Testergebnisse zu beeinflussen oder die Prüfzeit zu verlängern.

Automatischer Start:

Die Tympanogramm-Aufzeichnung wird gestartet, sobald ein geeigneter Sitz der Ohrsonde erkannt wird. Wenn die Option deaktiviert ist, muss der Test manuell durch Drücken der Wiedergabetaste gestartet werden.

Auto-Stop:

Die Aufzeichnung des Tympanogramms kann gestoppt werden, sobald die tympanometrische Spitze erkannt wird, was bedeutet, dass der Druck nicht weiter als nötig gesenkt wird.

Manuelle Druckregelung:

Das Tympanogramm kann manuell aufgezeichnet werden, d. h. der Druck kann vom Untersucher eingestellt werden.

Die Tympanometrie kann optional mit einem anschließenden automatischen akustischen Reflextest durchgeführt werden. Wenn Sie einen akustischen Reflextest unmittelbar nach der Tympanometrie durchführen möchten, wählen Sie die Reflexoptionen in den Tympanometrie-Einstellungen entsprechend aus (siehe [3.2.12: Akustischer Reflex-Test](#)).

Vergewissern Sie sich, dass ein gültiger Schallwandler (Tympanometrie-Ohrsonde EP-TY) an das Gerät angeschlossen ist, und überprüfen Sie, ob der Luftschlauchanschluss fest auf den Druckauslassstutzen des Geräts geschraubt ist (siehe *Abbildung 76*). Sie können das Kabel der Ohrsonde mit einem Clip an der Kleidung des Patienten befestigen. Wählen Sie einen Ohrstöpsel mit der passenden Größe für die Sondenspitze und die Größe des Gehörgangs des Patienten. Achten Sie darauf, dass die Ohrsonde so eingeführt wird, dass keine Leckage zwischen Ohrsonde und Gehörgang entsteht. Schaumstoffspitzen eignen sich in der Regel nicht für die Durchführung der Tympanometrie, da sie nicht luftdicht sind.

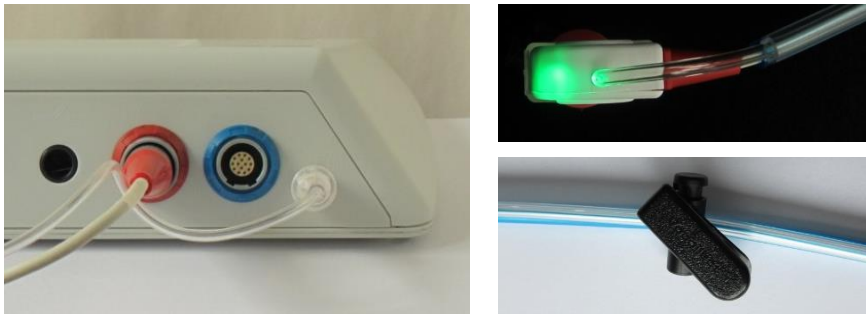


Abbildung 76: Tympanometrie-Setup (links: Anbringen der Tympanometrie-Ohrsonde EP-TY an einem Sentiero Desktop-Gerät; oben rechts: EP-TY-Statusleuchte, unten rechts: Fixierungsclip)

Nach Auswahl des Testohrs kann die Messung gestartet werden. Die Statusleuchte der Ohrsonde zeigt den aktuellen Messzustand an:

- Leuchtet konstant: Bereit zum Testen - bitte führen Sie die Ohrsonde in das Ohr ein
- Langsames Blinken (Herzschlag): Messung wird durchgeführt
- Schnelles Blinzeln: Undichtigkeit, da der erforderliche Druck im Gehörgang nicht erzeugt werden kann

Das Gerät überwacht kontinuierlich den Sitz der Sonde, d. h. das an der Ohrsonde wahrgenommene akustische Volumen (siehe *Abbildung 77*).

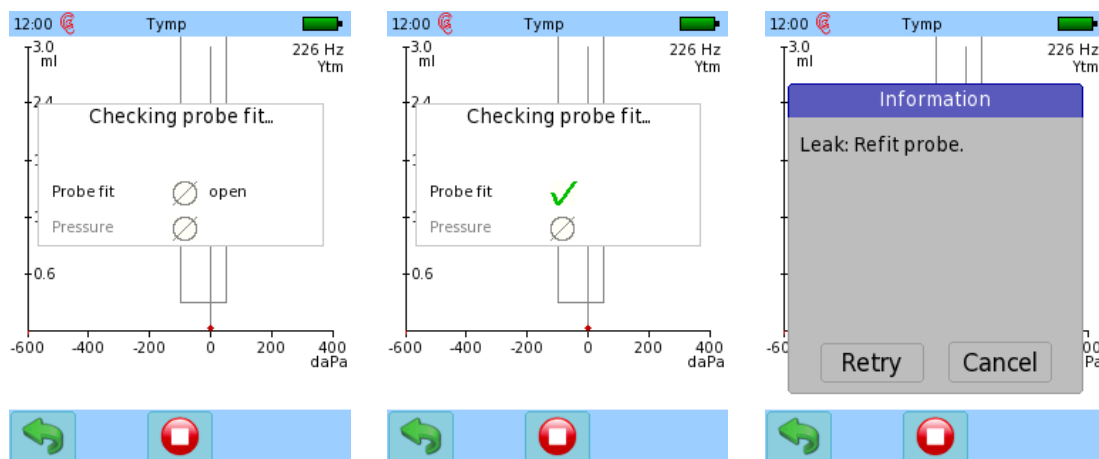


Abbildung 77: Überwachung der Sondenpassung bei der Tympanometrie (links: ungültige Sondenpassung zu Beginn der Prüfung; Mitte: gültige Sondenpassung zu Beginn der Prüfung; rechts: ungültige Sondenpassung während der Prüfung)

Die Tympanometriemessung beginnt automatisch (sofern konfiguriert), sobald die Ohrsonde richtig im Gehörgang positioniert ist und sich das akustische Volumen stabilisiert hat. Die Statusanzeige der Ohrsonde wechselt vom Dauer- in den Herzschlagmodus, während die Admittanzkurve aufgezeichnet wird. Tritt während des Tests eine Leckage auf, erscheint ein Meldungsfenster, das den Benutzer auffordert, den Test zu beginnen oder abzubrechen. Die Statusanzeige der Ohrsonde wechselt auf schnelles Blinken, und auf dem Gerätedisplay

werden Anweisungen angezeigt. Das Gerät versucht in regelmäßigen Abständen erneut, die Messung automatisch fortzusetzen.

Während der Tympanometrie-Messung werden folgende Informationen auf dem Bildschirm angezeigt (siehe *Abbildung 78*):

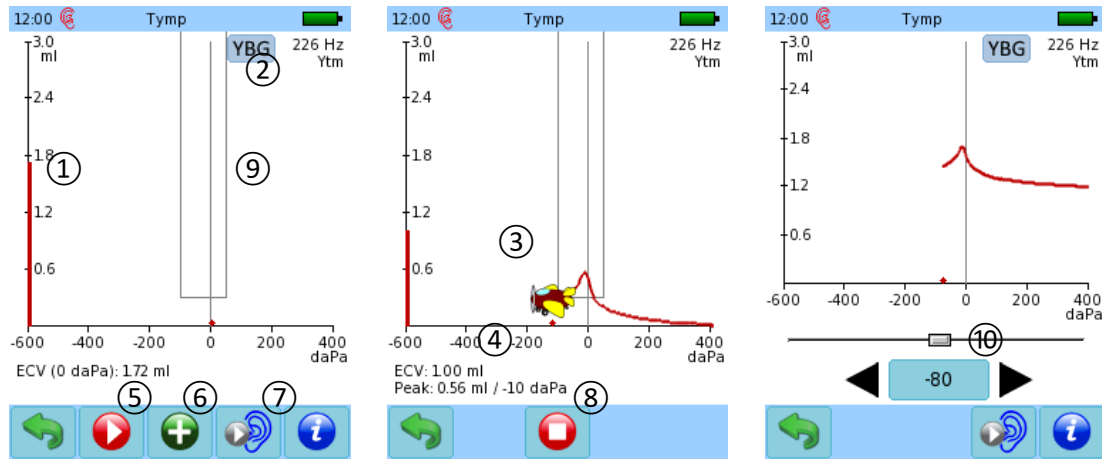


Abbildung 78: Tympanometriemessung (links: vor der Messung; Mitte: während der Messung mit aktiviertem Cartoon-Modus; rechts: manuelle Messung)

Bevor ein Test manuell gestartet wird (wenn die Autostart-Option deaktiviert ist), wird das geschätzte Gehörgangsvolumen (ECV) kontinuierlich als Balken auf der linken Seite des Tympanogramms (1) angezeigt. Der numerische ECV-Wert (4) wird zusätzlich unterhalb des Tympanogramms angezeigt. Bei Tympanometern der Klasse 1 kann der Tympanogramm-Ansichtsmodus (Admittanz Y, Leitwert G und Suszeptanz B) durch Drücken der Taste YBG (2) umgeschaltet werden. Sobald die Tympanometriemessung startet (entweder automatisch bei aktivierter Autostart-Option oder nach Drücken der Play-Taste (5)), wird die Admittanz als Funktion des angelegten statischen Druck-Offset-Bereichs als Tympanogramm (3) aufgezeichnet. Wenn der Cartoon-Modus aktiviert ist, bewegt sich eine Ebene entlang der Tympanogrammkurve. Der Cartoon-Modus ist vor allem dazu gedacht, das Interesse eines Kindes zu wecken und damit die Geräuschbedingungen während eines Tests zu verbessern. Wenn eine Spitze erkannt wird, werden die Spitzenamplitude und der Offset des statischen Drucks unterhalb der ECV-Schätzung (4) angezeigt. Ein grauer Kästchen in der Mitte des Tympanogramms stellt den Normalbereich (9) dar. Wenn sich die Tympanogramm-Spitze innerhalb dieses Bereichs befindet, kann davon ausgegangen werden, dass das Tympanogramm normal ist. Eine laufende Messung kann durch Drücken der Stopptaste (8) beendet werden.

Nach Beendigung einer Tympanometrie-Messung gibt es mehrere Möglichkeiten: Bei Artefakten oder unklaren Ergebnissen kann die Messung durch Drücken der Play-Taste (5) neu gestartet werden, d.h. die aktuelle Messkurve wird verworfen und durch eine neu aufgezeichnete Kurve ersetzt. Bei Tympanometern der Klasse 1 können bis zu drei Tympanometriekurven in einer einzigen Messsitzung aufgezeichnet werden. Durch Drücken der Plustaste (6) kann ein zusätzliches Tympanogramm hinzugefügt werden, das über dem vorhandenen Tympanogramm(en) angezeigt wird. Dies kann nützlich sein, wenn Tympanogramme unter verschiedenen Bedingungen verglichen werden sollen, z.B. vor und nach der Durchführung eines Valsalva-Manövers. Das andere Ohr kann durch Drücken der Ohr-Taste (7) mit den gleichen Parametereinstellungen getestet werden. Dies ist die schnellste Möglichkeit, Tympanogramme für beide Ohren aufzuzeichnen. Da die Tympanometrie-Messung automatisch beginnt, sobald die Sonde stabil sitzt (wenn der automatische Start aktiviert ist), entfernen Sie die Ohrsonde vom aktuellen Testohr, bevor Sie die *Ohrentaste* drücken, um zu verhindern, dass das gleiche Ohr zweimal gemessen wird (einmal als linkes und einmal als rechtes Ohr).

Ein Tympanogramm kann auch manuell aufgezeichnet werden, wenn dies in den Parametereinstellungen konfiguriert ist. Der statische Druck-Offset kann durch Drücken der *linken* oder *rechten* Pfeiltasten oder mit dem Schieberegler ⑩ eingestellt werden.

Bitte beachten Sie, dass, wenn Sie die Tympanometrie so konfiguriert haben, dass auf die Tympanometrie eine automatische Akustikreflexmessung folgt, der Akustikreflex-Test nach der Aufzeichnung eines gültigen Tympanogramms beginnt. Weitere Informationen zum akustischen Reflex-Test finden Sie im Abschnitt [3.2.12: Akustischer Reflex-Test](#).

Nach Abschluss des Tests wird das Ergebnis der Tympanometrie angezeigt (siehe *Abbildung 79*).

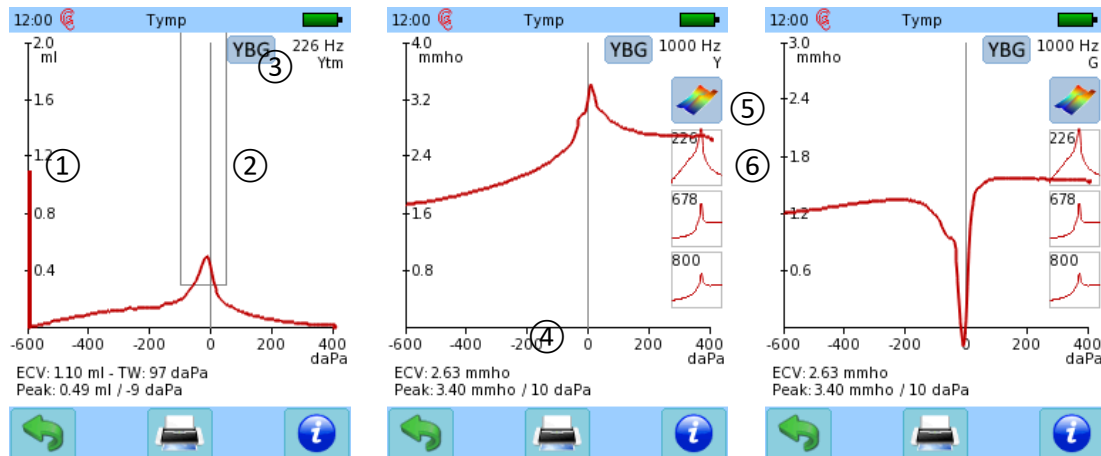


Abbildung 79: Tympanometrie-Ergebnis (links: Admittanz mit subtrahiertem Gehörgangsvolumen; Mitte, rechts: Admittanz und Leitwert für 1000 Hz Sondenton)

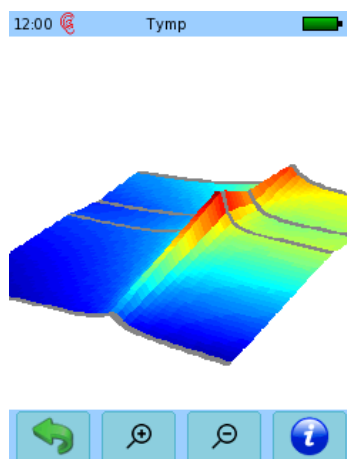


Abbildung 80: 3D-Ansicht der Tympanometrie-Ergebnisse

Das Tympanogramm wird als rote (rechtes Ohr) oder blaue Kurve (linkes Ohr) angezeigt. Die Auflösung der ml/mmho-Achse kann durch Wischen mit dem Finger nach oben oder unten auf dem Bildschirm eingestellt werden. Ein vertikaler Balken auf der linken Seite des Tympanogramms stellt das Gehörgangsvolumen (ECV) ① dar. Der numerische Wert des ECV wird unter dem Tympanogramm zusammen mit der tympanometrischen Breite (TW, nur für 226-Hz-Sondentöne) sowie der Spitzenamplitude und dem statischen Druckoffset ④ angezeigt. Der normative Bereich wird als grauer Kasten ② dargestellt. Bei Tympanometern der Klasse 1 können die Graphen für Admittanz, Suszeptanz und Leitwert über die Schaltfläche YBG ③ umgeschaltet werden. Bei Sondentönen von 226 Hz kann das Tympanogramm normalisiert dargestellt werden, indem das geschätzte Gehörgangsvolumen von der Kurve abgezogen wird, was die kompensierte statische akustische Admittanz Y_{tm} (= Admittanz des Trommelfells allein) ergibt. Die Sondentonfrequenz und der Anzeigemodus werden in der oberen

rechten Ecke angezeigt. Bei Mehrfrequenzmessungen können Sie das Tympanogramm für jede Sondentonfrequenz durch Drücken der entsprechenden kleinen Admittanzkurve ⑥ anzeigen lassen. Durch Drücken des 3D-Tympanogramm-Diagramms ⑤ wird ein aus den Messkurven der vier Sondentonfrequenzen berechnetes 3D-Diagramm angezeigt (siehe *Abbildung 80*). Sie können die 3D-Darstellung drehen, indem Sie einen Finger horizontal oder vertikal über den Bildschirm bewegen. Durch Drücken der Lupentasten können Sie die Grafik vergrößern oder verkleinern.

LITERATUR

- 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 Akustischer Reflex-Test

METHODIK

Der akustische Reflex (oder Stapediusreflex, Dämpfungsreflex, Hörreflex) ist eine unwillkürliche Kontraktion des Stapediusmuskels als Reaktion auf hohe Schallreize (über etwa 80 dB HL). Der Stapediusmuskel versteift die Gehörknöchelchenkette, indem er den Steigbügel vom ovalen Fenster der Cochlea wegzieht. Infolgedessen wird die Übertragung von Schwingungsenergie auf die Cochlea verringert und die Impedanz erhöht. Die am akustischen Reflex beteiligten Bahnen sind komplex und können die Gehörknöchelchenkette selbst, die Cochlea, den Hörnerv und den Hirnstamm betreffen. Der Stapediusreflex wird als ein Schutzvorgang betrachtet. Ist dieser Schutzmechanismus der Mittelohrmuskulatur gestört (Funktionsstörung des efferenten Hörsystems, Otosklerose), kann die Mikromechanik der Cochlea (insbesondere die Stereozilien der Haarzellen) leichter beschädigt werden.

Der Schallreflex kann ipsilateral oder kontralateral mit kurzen Tonimpulsen ausgelöst werden. Bei ipsilateraler Auslösung werden Impedanzmessung und akustische Reflexstimulation im selben Ohr durchgeführt. Bei der kontralateralen Auslösung werden Impedanzmessung und akustische Reflexstimulation in den gegenüberliegenden Ohren durchgeführt. In der Regel wird der Schwellenwert bestimmt, bei dem der Stapediusmuskel die Mittelohrimpedanz zu verändern beginnt. Der Test wird bei maximaler Compliance durchgeführt, d. h. beim statischen Druckausgleich, der bei der Tympanometrie einen Spitzenwert ergibt. Es wird daher empfohlen, die Tympanometrie vor der Schallreflexprüfung durchzuführen. Das Ergebnis ist ein Diagramm, das die Mittelohradmittanz als Funktion der Zeit für einen bestimmten Stimuluspegel aufzeichnet. Die Dauer des Reizes kann zwischen 2 s (Bestimmung des akustischen Reflexes) und etwa 10 s (Bestimmung des zeitlichen Abklingens des akustischen Reflexes) liegen. Wenn der Reizpegel hoch genug ist, um einen akustischen Reflex auszulösen, kann eine deutliche Veränderung der Admittanz beobachtet werden.

Akustische Reflexmessungen werden durchgeführt, um Otosklerose, Cochlea-Rekrutierung und neurale Störungen festzustellen. Otosklerose bedeutet eine Fixierung der Steigbügelfußplatte im ovalen Fenster des Innenohrs aufgrund von sklerotischen Läsionen. Im Falle einer Fixierung der Steigbügelfußplatte ist keine Impedanzänderung messbar, wenn ein lauter Ton an das Ohr abgegeben wird. Die Rekrutierung ist durch ein normales Cochlea-Hören bei hohen und ein eingeschränktes Cochlea-Hören bei niedrigen Schallpegeln gekennzeichnet. Bei hörgeschädigten Ohren (z.B. durch Reintonaudiometrie festgestellt) mit normalen Schallreflexschwellen bei etwa 80 dB HL ist eine cochleäre Rekrutierung sehr wahrscheinlich. Die akustische Reflexschwelle steigt bei einer Mittelohrstörung an.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Automatischer Reflex

Vor der Durchführung der akustischen Reflexprüfung sollte ein Tympanometrietest durchgeführt werden, um den tympanometrischen Spitzendruck zu bestimmen, bei dem die Reflexprüfung durchgeführt werden sollte. Diese Sequenz kann automatisch durchgeführt werden, indem eine entsprechende Voreinstellung im Modul *Tymp* im Abschnitt "*Impittance modules*" ausgewählt oder eingerichtet wird. Die folgenden Optionen für die automatische akustische Reflexprüfung sind in den Tympanometrie-Einstellungen verfügbar:

Akustischer Reflexmodus:

Wählen Sie "immer", wenn Sie unabhängig vom Ergebnis der Tympanometrie einen automatischen akustischen Reflextest starten möchten, oder wählen Sie "wenn Spitzenwert innerhalb der Norm (nur 226 Hz)", wenn Sie einen akustischen Reflextest nur dann starten möchten, wenn der Spitzenwert des Tympanogramms innerhalb des normalen Bereichs liegt. Wenn Sie keinen akustischen Reflextest benötigen, wählen Sie "nie".

Akustische Reflexfrequenzen und Start/Stop-Pegel:

Wählen Sie die Frequenzen aus, bei denen Sie die akustischen Reflexe testen möchten. Wenn Sie einen Screening-Test bei einem bestimmten Pegel durchführen möchten, setzen Sie den Start- und den Stop-Pegel auf denselben Wert. Wenn Sie eine akustische Reflexschwelle bestimmen wollen, wählen Sie den Start- und den Endpegel für den zu prüfenden Pegelbereich. Der Maximalpegel im automatischen Modus ist auf 100 dB HL begrenzt.

Kriterium für die Gültigkeit des akustischen Reflexes und Wiederholung zur Bestätigung:

Wählen Sie das Kriterium für eine Änderung der Admittanz, die als gültiger akustischer Reflex angesehen wird. Wenn ein gültiger akustischer Reflex festgestellt wird, können Sie den Test zur Bestätigung mit der entsprechenden Stimuluskonfiguration wiederholen.

Aufbau des akustischen Reflexionsdrucks:

Wählen Sie den Offset des statischen Drucks, bei dem die akustische Reflexprüfung durchgeführt werden soll. Sie können entweder den Druck an der Spitze des zuvor gemessenen Tympanogramms verwenden oder einen festen statischen Druck-Offset angeben. Wenn auch mit einem Ohrstöpsel geeigneter Größe kein stabiler, luftdichter Abschluss erreicht werden kann, kann die Messung bei Umgebungsdruck (d. h. 0 daPa) durchgeführt werden. Obwohl empfohlen wird, die Schallreflexprüfung bei tympanometrischem Spitzendruck durchzuführen, kann die Prüfung bei Umgebungsdruck nützliche Informationen liefern, insbesondere wenn der tympanometrische Spitzendruck ohnehin nahe Null liegt, d. h. wenn die Mittelohrfunktion normal ist.

Stellen Sie sicher, dass ein gültiger Schallwandler (Tympanometrie-Ohrsonde EP-TY) angeschlossen ist. Die Messung des akustischen Reflexes reagiert sehr empfindlich auf die Bewegung der Sonde. Dies liegt daran, dass die durch den akustischen Reflex verursachte Änderung der Admittanz recht klein ist. Bewegungen der Ohrsonde können die Einstecktiefe und damit die von der Sonde wahrgenommene Admittanz beeinflussen. Diese Veränderungen sind in der gleichen Reihenfolge wie die der Reflexe. Es wird daher empfohlen, die Ohrsonde während der Schallreflexprüfung nicht festzuhalten. Sie können das Kabel der Ohrsonde mit einem Clip an der Kleidung des Patienten befestigen. Wählen Sie einen Ohrstöpsel mit der passenden Größe für die Sondenspitze und die Größe des Gehörgangs des Patienten. Achten Sie darauf, dass die Ohrsonde so eingeführt wird, dass keine Leckage zwischen Ohrsonde und Gehörgang entsteht. Schaumstoffaufsätze eignen sich nicht für die Tympanometrie oder den Schallreflextest, da sie nicht luftdicht sind. Es ist ein geeigneter Ohrstöpsel erforderlich, der einen stabilen Sitz der Sonde ermöglicht.

Die kontralateralen akustischen Reflexe können gemessen werden, wenn zusätzlich zur Tympanometrie-Ohrsonde ein geeigneter Wandler für die kontralaterale Stimulation angeschlossen wird. Der Schallwandler sollte vor der Auswahl des Akustikreflexmoduls angeschlossen werden, damit er vom Gerät erkannt werden kann. Geeignete kontralaterale Schallwandler sind beliebige Kopfhörer (HP-xx), Einsteckhörer (IP-xx) oder die EP-VIP-Ohrsonde. Bitte beachten Sie, dass es monaurale Schallwandler gibt, die speziell für die kontralaterale Akustikreflexprüfung geeignet sind.

Im automatischen Modus wird der statische Druck-Offset für die Durchführung der akustischen Reflexprüfung vom letzten Tympanometrie-Ergebnis desselben Ohrs übernommen (oder es wird je nach Parameterkonfiguration ein fester statischer Druck-Offset verwendet). Die Akustikreflexprüfung wird automatisch gestartet, ohne dass eine weitere Benutzerinteraktion erforderlich ist. Akustische Reflexe können bei verschiedenen Sinusfrequenzen zwischen 0,5 und 4 kHz und mit Rauschen (Breitband, Hochpass, Tiefpass) bestimmt werden. Bitte beachten Sie, dass die Auslenkung der Schallreflexspuren (positiv oder negativ) in den *Tymp-Voreinstellungen* konfiguriert werden kann.

Während der automatischen akustischen Reflexmessung werden die folgenden Informationen auf dem Bildschirm angezeigt (siehe *Abbildung 81*):

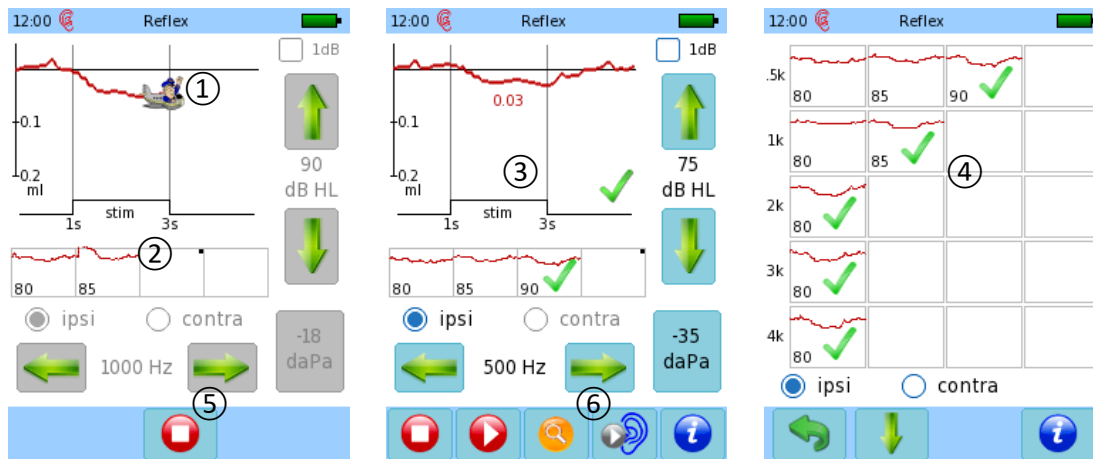


Abbildung 81: Automatische Schallreflexmessung (links: Schwellenbestimmung bei aktiviertem Cartoon-Modus; Mitte: manueller Modus nach Beendigung des Tests; rechts: aktuelle Ergebnisübersicht)

Die aktuell gemessene akustische Reflexkurve wird im Hauptgrafikbereich ① angezeigt. Zuvor gemessene Reflexkurven für dieselbe Reizfrequenz werden in den Miniaturgrafikbereichen ② unterhalb des Hauptgrafikbereichs angezeigt. Die Reflexzunahme bei der getesteten Reizfrequenz kann aus den Kurven in den Miniaturgrafikbereichen abgeleitet werden, wenn mehrere Stufen getestet werden. Eine schwarze Markierung zeigt den Miniaturgrafikbereich an, in dem die gerade aktive Kurve aufgezeichnet wird. Wenn der Cartoon-Modus aktiviert ist, bewegt sich ein fliegendes Objekt (z.B. ein Flugzeug) entlang der Kurve. Die Art des Flugobjekts ändert sich von Kurve zu Kurve. Der Cartoon-Modus ist vor allem dafür gedacht, das Interesse eines Kindes zu wecken und damit die Geräuschkulisse während eines Tests zu verbessern. Die Bedienelemente sind ausgegraut und deaktiviert, während die automatische Messung läuft. Die automatische Messung bei einer Reizfrequenz ist beendet, wenn der höchste konfigurierte Pegel erreicht ist oder ein gültiger akustischer Reflex festgestellt wird. Der automatische Test kann auch jederzeit durch den Benutzer unterbrochen werden, indem er die Stoptaste drückt, während der Test läuft ⑤. Sobald der automatische Test durch den Benutzer gestoppt oder bei allen ausgewählten Stimulusfrequenzen beendet ist, werden die Bedienelemente wieder aktiviert und der Benutzer kann im manuellen Modus zusätzliche Leiterbahnen ersetzen oder hinzufügen. Frequenz-, Pegel- und Druckkontrollen stehen dann für die manuelle Durchführung von Messungen zur Verfügung, z.B. wenn eine bestimmte Aufzeichnung aufgrund von Artefakten oder unklaren Ergebnissen wiederholt werden muss. Weitere Informationen über die praktische Verwendung des manuellen Modus finden Sie im Abschnitt über den manuellen akustischen Reflex weiter unten.

Eine Übersicht, die alle aktuellen Messungen mit dem jeweiligen Status (grüner Haken bei gültigem Reflex) ④ anzeigt, kann durch Drücken der Lupentaste ⑥ angezeigt werden. Möchten Sie die Testsequenz inklusive Tympanometrie und automatischer Schallreflexprüfung am anderen Ohr auslösen, drücken Sie bitte die Ohr-Taste ⑩. Dies ist der schnellste Weg, um Tympanogramme und akustische Reflexe für beide Ohren aufzuzeichnen. Da die Tympanometrie-Messung automatisch beginnt, sobald die Sonde stabil sitzt (wenn der automatische Start aktiviert ist), entfernen Sie die Ohrsonde vom aktuellen Testohr, bevor Sie die *Ohrentaste* drücken, um zu verhindern, dass das gleiche Ohr zweimal gemessen wird (einmal als linkes und einmal als rechtes Ohr).

Die Ansicht des akustischen Reflexes (siehe Abbildung 82) zeigt eine Übersicht über alle ipsilateralen oder kontralateralen akustischen Reflexspuren. Durch Auswahl einer der Miniaturgrafiken wird die entsprechende Detailansicht geöffnet. Wenn die Kurve gültig ist, wird ein grünes Häkchen zusammen mit der Kurve angezeigt. Die Änderung der Admittanz aufgrund der Aktivierung des akustischen Reflexes wird bei einer gültigen Kurve angezeigt. Unterhalb der Grafik ist der Stimulus-Zeitrahmen (Stimulus eingeschaltet von 1 bis 3 s nach Beginn der Messung) aufgetragen.



Abbildung 82: Akustisches Reflexergebnis (links: Ergebnisübersicht; rechts: Detailinformationen)

Manueller Reflex

Wenn das Gerät als Tympanometer der Klasse 1 zugelassen ist, steht der *manuelle Reflex* im Abschnitt "Immittanz" als separater Messmodus zur Verfügung, so dass es nicht erforderlich ist, vorab eine Sequenz von Tympanometrie und automatischer Reflexschwelle zu durchlaufen. Bei allen Geräten ist der manuelle Modus nach Beendigung oder Unterbrechung eines automatischen akustischen Reflextests verfügbar. Bitte beachten Sie, dass sich dieser Abschnitt auf die spezifischen Optionen konzentriert, die für manuelle Tests zur Verfügung stehen. Der allgemeine Arbeitsablauf und die Benutzeroberfläche ähneln den oben beschriebenen automatischen akustischen Reflextests.

Während der manuellen Akustikreflexmessung werden folgende Informationen auf dem Bildschirm angezeigt (siehe Abbildung 83).

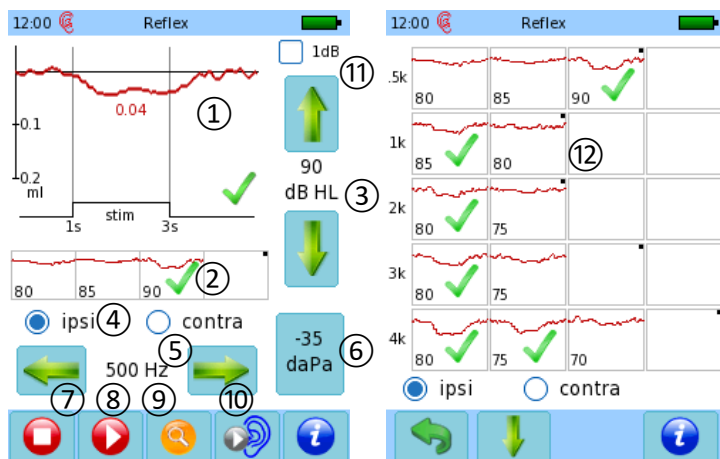


Abbildung 83: Manuelle Schallreflexmessung (links: Messung; rechts: aktuelle Ergebnisübersicht)

Wie bei der automatischen Akustikreflexprüfung werden die aktuelle Akustikreflexspur ① und zuvor aufgezeichnete Spuren für denselben Stimulustyp ② angezeigt. Gültige Kurven sind mit einem grünen Häkchen markiert. Der manuelle Modus ermöglicht die volle Kontrolle über die Messparameter und die Messreihenfolge. Die Messparameter können für jede einzelne Reflexmessung eingestellt werden. Die Parameter sind die Stimulusfrequenz oder das Rauschen (einschließlich zusätzlichen Hoch- oder Tiefpassrauschens) ⑤, der Stimuluspegel ③ (Stimuluspegel von mehr als 100 dB HL sind je nach Frequenz verfügbar) und die Präsentationsohrseite (ipsilateral oder kontralateral, wenn der kontralaterale Schallwandler angeschlossen ist) ④. Die Schrittweite des Stimuluspegels kann durch Aktivieren des entsprechenden Kontrollkästchens ⑪ auf 1 dB herunterskaliert werden. Der Offset des statischen Drucks kann durch Drücken der Taste ⑥ eingestellt

Das Gerät bietet vier Speicherplätze pro Stimulusfrequenz und Präsentationsmodalität (ipsilateral/kontralateral). Die Speicherplätze werden als Miniaturspuren dargestellt und sind mit der Darbietungsebene beschriftet. Eine kleine schwarze Markierung an der Ecke des Diagramms zeigt den Speicherplatz für die nächste Messung an. Durch Anklicken eines beliebigen Slots in der Grafik erscheint die entsprechende Kurve in der Hauptgrafik und wählt den Slot aus, der mit der nächsten Messung überschrieben werden soll. Eine Übersicht über alle aufgezeichneten Messkurven kann durch Drücken der Lupen-Schaltfläche ⑨ angezeigt werden. Die Übersicht ⑫ zeigt Miniaturgrafiken für alle Reizfrequenzen, während in der Hauptansicht nur das Reflexwachstum der aktuell ausgewählten Reizfrequenz sichtbar ist. Bitte beachten Sie, dass die Reizstärken für jede Reizfrequenz in der vom Prüfer gewählten Reihenfolge angezeigt werden.

Wenn ein Tympanometer der Klasse 1 zugelassen ist, ist ein akustischer Reflexabklingtest möglich. Bei einem akustischen Reflexabklingtest wird untersucht, ob die durch den akustischen Reflex bedingte Änderung der Admittanz bei kontinuierlicher ipsilateraler oder kontralateraler Stimulation aufrechterhalten werden kann. Das Abklingen des akustischen Reflexes wird häufig mit kontralateraler Stimulation bestimmt, um die Auswirkungen möglicher Stimulusartefakte auf die ipsilaterale Aufzeichnung zu verringern. Ein Test zum Abklingen des akustischen Reflexes gilt als positiv, wenn die Amplitude des akustischen Reflexes innerhalb eines bestimmten Zeitraums (in der Regel etwa 10 Sekunden) auf 50 % abnimmt. Für diesen Test werden in der Regel niedrigere Frequenzen (500 Hz oder 1000 Hz) verwendet, da auch normale Ohren bei höheren Frequenzen einen akustischen Reflexabfall zeigen können.

The figure displays three screenshots of the Reflex decay software interface, showing the experimental setup and data recording for three different conditions. Each screenshot includes a graph of the reflex response (red line) over time (0 to 15 seconds), with a stimulus (stim) indicated by a black bar. The y-axis represents the reflex response in dB HL, ranging from -0.2 to 0.1. The x-axis represents time in seconds (s), ranging from 0 to 15s. The software also displays the current reflex level (100 dB HL) and the half-life (13.4s). The interface includes controls for the stimulus (1000 Hz, 2000 Hz), the reflex level (100 dB HL), and the half-life (13.4s). The bottom of each screenshot shows a row of icons for various functions: a red square, a red play button, a magnifying glass, a speaker, and a blue 'i' icon.

Akustische Reflexabklingversuche werden in der Regel bei Reizpegeln durchgeführt, die 10 dB über der akustischen Reflexschwelle liegen. Daher sollte vorab eine manuelle oder automatische Bestimmung der Schallreflexschwelle durchgeführt werden. Der Offset des statischen Drucks sollte wie bei der normalen Schallreflexprüfung auf den tympanometrischen Spitzendruck eingestellt werden. Bitte beachten Sie, dass intensive Stimuluspegel für den Patienten unangenehm oder sogar schmerzhaft sein können. Vor der Anwendung von Stimuli mit hoher Intensität sollte ein gutes klinisches Urteilsvermögen angewandt werden.

insbesondere bei der akustischen Reflexabklingsprüfung, bei der die tatsächliche Dauer der Stimuluspräsentation 14 Sekunden beträgt.

Fällt ein akustischer Reflexabfalltest positiv aus, d. h. die Kurve erreicht die Hälfte der Amplitude der anfänglichen akustischen Reflexamplitude vor dem Ende der Messung, wird die Zeit, zu der diese Amplitude erreicht wird, als *Halbwertszeit* an der Kurve angezeigt. Die graue Linie an der Kurve stellt 50 % der Amplitude des akustischen Reflexes dar.

Die Ansicht der Ergebnisse des akustischen Reflexabklings (siehe *Abbildung 85*) ähnelt dem akustischen Reflexmodul und zeigt einen Überblick über alle ipsilateralen oder kontralateralen akustischen Reflexabklingspuren. Durch Auswahl einer der Miniaturgrafiken wird die entsprechende Detailansicht geöffnet. Unterhalb der Grafik wird der Stimulus-Zeitrahmen (Stimulus eingeschaltet von 1 bis 15 s nach Beginn der Messung) aufgetragen.

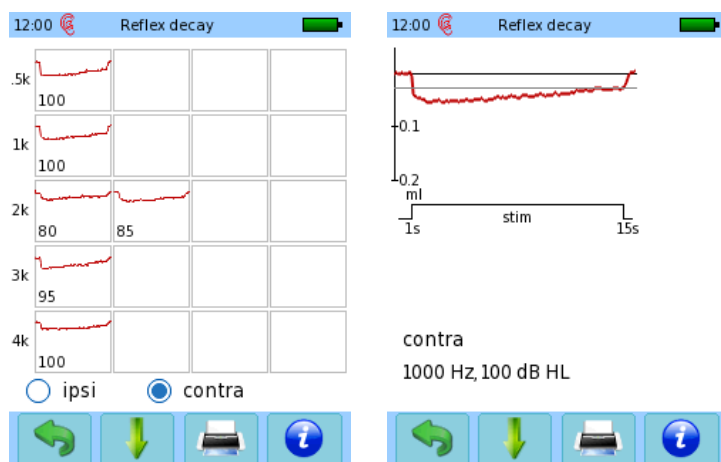


Abbildung 85: Ergebnis des akustischen Reflexabfalls (links: Ergebnisübersicht; rechts: Detailinformationen)

Bitte beachten Sie, dass Veränderungen der Admittanz mit Hilfe des Subtests "Patulöse Eustachische Röhre" überwacht werden können (siehe 3.2.13: *Funktionstests der Eustachischen Röhre*). Admittanzveränderungen, die durch akustische Reflexe verursacht werden, die durch externe Stimulationen wie Freifeld-Schallquellen oder Stimulationen durch Hörgeräte/Cochlea-Implantate ausgelöst werden, können aufgezeichnet werden. Die Interpretation der aufgezeichneten Kurven bleibt dem Benutzer überlassen, da das Gerät keine Kenntnis über die externe Stimulation hat.

LITERATUR

- 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 Funktionstests der Eustachischen Röhre

METHODIK

Neben der Tympanometrie und der akustischen Reflexprüfung stehen Arbeitsabläufe zur Beurteilung der Funktion der Eustachischen Röhre (ETF) auf einem Tympanometer der Klasse 1 zur Verfügung. ETF-Tests werden verwendet, um die Funktionsfähigkeit der Eustachischen Röhre unter verschiedenen Bedingungen zu überprüfen. Die Eustachische Röhre sorgt für den Druckausgleich zwischen dem Mittelohr und dem Nasenrachenraum und damit zum äußeren Luftdruck. Der Druckausgleich kann durch Schlucken oder Gähnen ausgelöst werden. Druckunterschiede führen zu einer vorübergehenden Schallleitungsschwerhörigkeit aufgrund einer verminderten Flexibilität des Trommelfells und der Gehörknöchelchen. Bestimmte Mittelohrerkrankungen, wie z.B. Otitis media, können die Funktion der Eustachischen Röhre beeinträchtigen.

PRAKTISCHE ANWENDUNG

Wählen Sie *ETF* und den gewünschten Untertest aus dem Abschnitt "*Immittanz*" im Auswahlmenü des Messmoduls. Für alle ETF-Tests wird die Tympanometrie-Ohrsonde EP-TY benötigt. Die Handhabung der Tympanometrie-Ohrsonde wird in Abschnitt [3.2.11: Tympanometrie](#). Im Folgenden wird die praktische Anwendung der verschiedenen ETF-Subtests erläutert.

Nicht-perforiertes Trommelfell

Dieser Funktionstest der Eustachischen Röhre kann verwendet werden, wenn das Trommelfell nicht perforiert ist. Während des Tests werden drei Tympanogramme aufgezeichnet. Zwischen den Aufnahmen wird der Patient angewiesen, bei geschlossener Nase und geschlossenem Mund zu schlucken (Toynbee-Manöver) und bei geschlossener Nase und geschlossenem Mund aus der Nase zu atmen (Valsalva-Manöver). Bei normaler Funktion der Eustachischen Röhre ist zu erwarten, dass sich die Spitzenwerte des Tympanogramms zwischen den Aufzeichnungen aufgrund der durch das Toynbee- und das Valsalva-Manöver verursachten Mittelohrdruckänderung verschieben. Bitte beachten Sie, dass der Unterschied im statischen Druck-Offset zwischen den drei Tympanogramm-Spitzenwerten auch von der Fähigkeit des Patienten abhängt, die Manöver durchzuführen. Informationen darüber, wie der Patient instruiert werden kann, werden während der Messung auf dem Bildschirm angezeigt (siehe *Abbildung 86*).

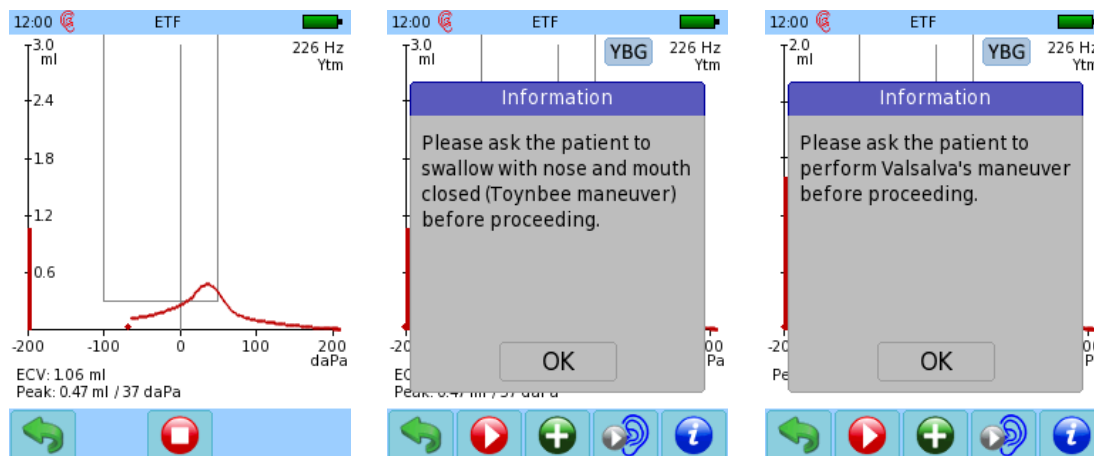


Abbildung 86: Messung der Funktion der Eustachischen Röhre bei nicht perforiertem Trommelfell (links: erste Tympanometriemessung ohne jeglichen Eingriff; Mitte: Anzeigefeld für die zweite Tympanometriemessung mit Toynbee-Manöver; rechts: Anzeigefeld für die dritte Tympanometriemessung mit Valsalva-Manöver)

Das Ergebnis des ETF-Tests für das nicht perforierte Trommelfell wird mit allen drei Tympanogrammen dargestellt (siehe *Abbildung 87*), d. h. das Standard-Tympanogramm und die beiden Tympanogramme mit dem Toynbee- bzw. Valsalva-Manöver.

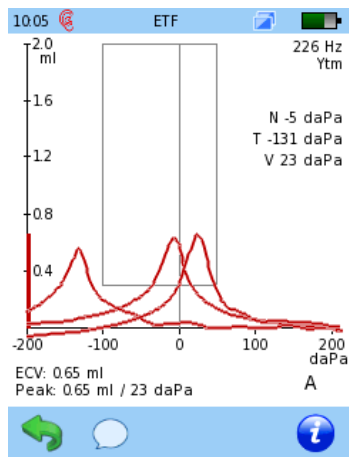


Abbildung 87: Ergebnis der Funktion der Eustachischen Röhre ohne perforiertes Trommelfell

Perforiertes Trommelfell

Dieser Funktionstest der Eustachischen Röhre kann verwendet werden, wenn das Trommelfell perforiert ist. Bei diesem Test werden der Gehörgang und das Mittelohr unter Druck gesetzt, wenn das Trommelfell perforiert ist. Um die Funktion der Eustachischen Röhre zu testen, sollte der Patient angewiesen werden, während des Tests mehrmals zu schlucken. Wenn sich die Eustachische Röhre öffnet, fällt der Druck ab (siehe *Abbildung 88*). Es muss besonders darauf geachtet werden, dass die Ohrsonde während des Tests luftdicht sitzt, um sicherzustellen, dass der beobachtete Druckabfall auf die Funktion der Eustachischen Röhre und nicht auf eine Undichtigkeit zurückzuführen ist.

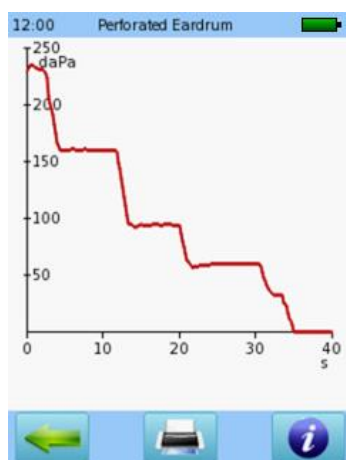


Abbildung 88: Perforiertes Trommelfell - Ergebnis der Funktion der Eustachischen Röhre

Patulöse Eustachische Röhre

Dieser Eustachische Röhrenfunktionstest kann bei Patienten mit einer patulösen Eustachischen Röhre eingesetzt werden, d.h. die Eustachische Röhre bleibt permanent oder intermittierend offen. Der Test führt eine hochauflösende Admittanzmessung durch, ähnlich wie eine akustische Reflexmessung, jedoch ohne Stimulus. Die Admittanzänderung wird aufgezeichnet und 20 Sekunden lang dargestellt. Der Test kann zur Überwachung von Admittanzänderungen verwendet werden, die durch die Öffnung der Eustachischen Röhre während des Atmens, Kauens oder Schluckens verursacht werden. Wenn die Eustachische Röhre ständig geöffnet ist, ist im Vergleich zum normalen Mittelohrstatus eine höhere Schwankung der Durchlässigkeit zu erwarten. Häufig lassen sich in diesen Fällen die Rhythmen von Herzschlag oder Atmung in der Admittanzkurve erkennen.

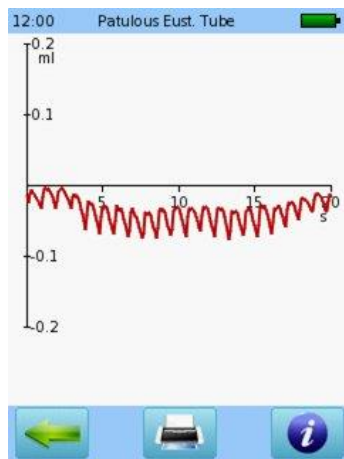


Abbildung 89: Ergebnis der patulösen Eustachischen Röhre mit dem in der Einlasskurve sichtbaren Herzschlagrhythmus eines Patienten

LITERATUR

- 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
Deutschland

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

CE
0124