



Manual de instrucciones

Procedimientos de prueba psico-acústicos y fisiológicos para la
evaluación de trastornos auditivos

Bases científicas, metodología, uso práctico

Senti y Sentiero

Indice

| | | |
|--------|---|-----|
| 1 | Introducción | 5 |
| 2 | Información General | 7 |
| 3 | Metodología, Uso Práctico, Bases Científicas | 14 |
| 3.1 | Procedimientos de pruebas psico-acústicas | 16 |
| 3.1.1 | Audiometría de Tonos Puros (ATP o PTA) | 17 |
| 3.1.2 | Acufenometría (Tinnitus-Matcher) | 22 |
| 3.1.3 | Audiometría por juego (MAGIC)..... | 24 |
| 3.1.4 | Pruebas de Inteligibilidad del Habla: Información General | 29 |
| 3.1.5 | Comprensión de habla en ruido (SUN)..... | 31 |
| 3.1.6 | Logaudiometría para niños con base en imágenes (MATCH) | 35 |
| 3.1.7 | Logaudiometría: Universal Speech Test (UST) | 41 |
| 3.1.8 | Logaudiometría con reproductor de CD..... | 46 |
| 3.1.9 | Habla en vivo | 48 |
| 3.1.10 | Screening Auditivo para detectar trastornos de procesamiento (MAUS) | 51 |
| 3.1.11 | Prueba Auditiva de Discriminación del Habla (BASD) | 55 |
| 3.1.12 | Cuestionario para detectar pérdida auditiva en personas de edad avanzada (HHIE-S) | 61 |
| 3.2 | Pruebas fisiológicas | 63 |
| 3.2.1 | Información general: Otoemisiones acústicas | 65 |
| 3.2.2 | Otoemisiones Acústicas Espontáneas (SOAEs) | 73 |
| 3.2.3 | Otoemisiones Acústicas Transientes o Transitorias (TEOAEs) | 74 |
| 3.2.4 | Otoemisiones acústicas de Producto de Distorsión (DPOAEs)..... | 81 |
| 3.2.5 | Información general: Potenciales Evocados Auditivos..... | 97 |
| 3.2.6 | Potenciales Evocados de Tronco Cerebral (ABR o BERA) | 101 |
| 3.2.7 | Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (ASSR) | 121 |
| 3.2.8 | Electrococleografía (ECochG) | 130 |
| 3.2.9 | Potenciales Vestibulares Miogénicos Evocados (VEMP)..... | 134 |
| 3.2.10 | Información general: Audiometría de Inmitancia | 147 |
| 3.2.11 | Audiometría de Impedancia (Timpanometría)..... | 151 |
| 3.2.12 | Prueba de Reflejo Acústico..... | 159 |
| 3.2.13 | Pruebas de funcionamiento de la trompa de Eustaquio..... | 166 |

Fabricante


PATH MEDICAL GmbH

Landsberger Str. 65

D-82110 Germering

Alemania

Email  info@pathme.de

Teléfono  +49 89 800 765 02

Fax +49 89 800 765 03

Información del Manual

Número de artículo: 100893-ES

Fecha de emisión: 2023-12

Revisión: 06

Válido a partir de: Firmware Rev. 2.9, Mira PC Software Rev. 2.5

Todos los artículos, productos, marcas y marcas registradas están registradas por o son propiedad de las empresas mencionadas.

Toda la información, ilustraciones y especificaciones incluidas en este manual se basan en la información más reciente sobre los productos disponible en el momento de la publicación. PATH MEDICAL se reserva el derecho de efectuar cambios en cualquier momento sin notificación.

La revisión más reciente del manual de instrucciones está disponible en Internet en www.pathme.de/support/download.

Se exceptúan los errores y las omisiones.

Derechos de autor

Ninguna parte de este manual puede reproducirse, traducirse, guardarse, o transmitirse por ningún medio, electrónico, mecánico, fotocopia, grabación ni ningún otro, sin previamente obtener autorización escrita de PATH MEDICAL GmbH.

Los derechos de autor de la literatura citada pertenecen a los autores. Por favor consulte la lista de bibliografía.

Copyright © 2023 PATH medical GmbH



1 Introducción

Los equipos Senti y Sentiero son equipos médicos portátiles independientes del uso de PC, diseñados para facilidad de uso y evaluación detallada de pérdida auditiva en diferentes lugares de las vías auditivas en bebés, niños y adultos. Pueden conectarse diversos transductores para presentar estímulos y electrodos para medir potenciales auditivos sobre el cuero cabelludo. Una pantalla táctil permite la gestión de datos de pacientes, ajustar los parámetros, controlar los procedimientos de prueba y visualizar los resultados. Los datos pueden transferirse a una PC para su posterior análisis.

Todos los equipos son modulares, de manera que pueden combinarse los distintos métodos de pruebas disponibles. Algunos de los métodos mencionados en este manual pueden no estar disponibles en su equipo. La disponibilidad de los módulos de prueba dependerá del tipo de equipo (Senti, Senti Desktop, Sentiero, Sentiero Advanced, y Sentiero Desktop) y de las licencias que tenga su equipo. Por favor contacte a su distribuidor si desea actualizar su licencia para agregar otros módulos de prueba. Las capturas de pantalla son a título de ejemplo y pueden no corresponder a la representación de su equipo.

El objetivo de este Manual de Instrucciones es familiarizarse con todos los métodos disponibles en los equipos Senti y Sentiero. En la sección [2: Información General](#) se describen brevemente todos los métodos junto con las aplicaciones clínicas y los tipos de equipos para los que está disponible cada módulo. La sección [3: Metodología, Uso Práctico, Bases Científicas](#) proporciona información sobre aspectos generales del método incluyendo las bases científicas y el uso práctico.

El *Manual de Instrucciones* provee información sobre los equipos Senti y Sentiero desde una perspectiva del uso diario. No reemplaza el *Manual del Usuario de Senti y Sentiero*, que se provee junto con el equipo y que describe las funciones principales de los equipos en una versión condensada. Para información general sobre el manejo del equipo y sus funciones, uso previsto, servicio y mantenimiento, limpieza, accesorios, garantía, notas sobre seguridad, especificaciones técnicas y compatibilidad electromagnética, por favor consulte el ***Manual del Usuario de Senti y Sentiero***. Para información sobre datos técnicos y parámetros de módulos de prueba disponibles, por favor consulte las ***Especificaciones Técnicas de Senti y Sentiero***. Para información adicional sobre el equipo y los módulos de prueba, por favor consulte la **sección de Estudios en el sitio de Internet de PATH MEDICAL**, que incluye artículos científicos, tutoriales del equipo, guías rápidas y videos de los equipos.

El *Manual de Instrucciones* se provee en las condiciones en las que se encuentra. PATH MEDICAL ha verificado que los contenidos y descripciones sean correctas. El contenido fue recolectado y revisado con la contribución científica de profesionales y expertos con amplia experiencia en este campo. La literatura seleccionada se provee para permitirle al lector indagar con mayor profundidad sobre las bases científicas y los métodos implementados en Senti y Sentiero. PATH MEDICAL no asume ninguna responsabilidad por la (mala) interpretación o la (mala) aplicación del presente *Manual de Instrucciones* y las referencias provistas en él.

Por favor tenga en cuenta que el presente *Manual de Instrucciones* está destinado a personal calificado en el campo de la audiolología y no reemplaza la capacitación y calificación adecuadas.

2 Información General

La *Tabla 1* describe brevemente todos los métodos de prueba disponibles en los equipos Senti y Sentiero (incluyendo Senti [*modelo SIH100097*], Senti Desktop [*modelos SID100419, SID100433*], Sentiero [*modelos SOH100098, SOH100360*], y Sentiero Desktop [*modelo SOD100497*]), así como las aplicaciones clínicas habituales. Por favor consulte el *Manual del Usuario de Senti y Sentiero* para obtener información sobre el uso previsto y las contraindicaciones del equipo.

| Módulo de prueba | Descripción breve / Aplicación clínica | Equipos |
|---|--|---------|
| AUDIOMETRÍA DE TONOS PUROS | | |
| ATP Audiometría de tonos puros | Audiometría de tonos puros conforme a IEC 60645-1 incluyendo modo screening y umbrales, estimulación por vía aérea y ósea, ruido de enmascaramiento contralateral, audiometría de alta frecuencia hasta 16 kHz y procedimientos automáticos de detección de umbrales. | Todos |
| | Determinación de estado de la audición con especificidad de frecuencia en pacientes cooperativos para screening y diagnóstico auditivo y medicina ocupacional. | |
| Tinnitus-Matcher Acufenometría | Audiometría tonal para sintonizar estímulos que coincidan con el acúfeno percibido tanto en frecuencia como en nivel. | Todos |
| | Determinación de la frecuencia específica del acúfeno percibido en pacientes cooperativos. | |
| MAGIC Multiple-choice graphic interactive check <i>Audiometría por juego</i> | Audiometría de tonos puros con base en imágenes, auto controlada, incluyendo estimulación por vía aérea y vía ósea. - <i>MAGIC Screen</i> : modo screening con niveles de estimulación fijos definidos por el usuario. - <i>MAGIC Audio</i> : modo búsqueda de umbrales con niveles de estimulación controlados automáticamente. | Todos |
| | Determinación de estado de la audición con especificidad de frecuencia en pacientes cooperativos (especialmente en niños en edad pre-escolar y escolar) para screening y diagnóstico auditivo. | |
| LOGOAUDIOMETRÍA | | |
| SUN Speech Understanding In Noise <i>Comprensión de habla en ruido</i> | Audiometría del habla auto controlada con logatomos y ruido ipsilateral. - <i>SUN Predefinido</i> : modo screening con nivel fijo de habla definido por el usuario - <i>SUN Adaptativo</i> : modo umbral con niveles de habla controlados automáticamente | Todos |
| | Determinación de inteligibilidad del habla en ruido en pacientes cooperativos para screening audiológico | |

| Módulo de prueba | Descripción breve / Aplicación clínica | Equipos |
|--|---|--------------------|
| | (especialmente en pacientes de edad avanzada) (<i>SUN Predefinido</i>) y diagnóstico (<i>SUN Adaptativo</i>). | |
| MATCH Mainzer Audiometric Test for Children <i>Logaudiometría con base en imágenes</i> | Logaudiometría con base en imágenes, auto controlada, con palabras realistas y ruido ipsilateral opcional. - <i>MATCH Fijo</i> : nivel fijo de habla definido por el usuario - <i>MATCH Adaptativo</i> : modo umbral con niveles de habla controlados automáticamente | Todos |
| | Determinación de inteligibilidad del habla en silencio y en ruido en pacientes cooperativos para diagnóstico audiológico. Las palabras y las imágenes están optimizadas para niños de 2 años. | |
| UST Universal Speech Test por ej. Freiburger (Alemán), Dr. Tato (Español), NU-6 (Inglés), CID W-22 (Inglés), PBK-50 (Inglés), Maryland CNC (Inglés), Mots français CAD (Francés) <i>Logaudiometría</i> | Logaudiometría con palabras (por ej. palabras monosilábicas, números) incluyendo ruido ipsilateral o contralateral opcional. Este módulo de prueba está disponible para diferentes listas de palabras. Nota: hay adaptaciones específicas del flujo de trabajo correspondientes al flujo de trabajo habitual de la logaudiometría. | Todos ¹ |
| | Determinación de inteligibilidad del habla en silencio y en ruido en pacientes cooperativos para diagnóstico audiológico. Las edades de los pacientes dependen de las palabras seleccionadas para cada prueba. | |
| Logaudiometría con reproductor de CD por ej. NVA (Holandés) | Logaudiometría con palabras (por ej. palabras monosilábicas, números) que se reproducen continuamente como en un reproductor de CD, incluyendo ruido ipsilateral o contralateral opcional. Nota: hay adaptaciones específicas del flujo de trabajo correspondientes al flujo de trabajo habitual de la logaudiometría. | Todos ¹ |
| | Determinación de inteligibilidad del habla en silencio y en ruido en pacientes cooperativos para diagnóstico audiológico. Las edades de los pacientes dependen de las palabras seleccionadas para cada prueba. | |
| Habla en vivo | Logaudiometría con habla en vivo y varios modos de prueba, incluyendo umbral de detección del habla, umbral de reconocimiento del habla, y reconocimiento de palabras. | Todos |
| | Determinación de umbrales de reconocimiento de habla y umbrales de reconocimiento de habla/palabras en silencio. | |
| OTRAS PRUEBAS DE AUDIOMETRÍA SUBJETIVAS | | |
| MAUS Munich Auditory Screening | Prueba con base en habla con sub pruebas relativas a la secuencia de sílabas, palabras en ruido, diferenciación e identificación de fonemas. | Todos ¹ |

| Módulo de prueba | Descripción breve / Aplicación clínica | Equipos |
|---|---|---|
| Test for Processing Disorders <i>Prueba de screening auditivo para trastornos de procesamiento</i> | Screening para trastornos de procesamiento auditivo (ADP) en pacientes cooperativos (especialmente en niños de 6 a 11 años). | |
| BASD Bochum Auditory Speech Discrimination Test <i>Prueba de discriminación auditiva de habla</i> | Batería de pruebas de discriminación auditiva con subpruebas relativas a discriminación de consonantes y diferencias de alta resolución en frecuencia, nivel, tiempo y amplitud modulada, y con presentación de estímulos monoaural, binaural, dicótico e interaural. | Todos |
| | Diagnóstico de procesamiento auditivo y trastornos en el desarrollo del lenguaje en pacientes cooperativos. | |
| HHIE-S Hearing Handicap Inventory for the Elderly-Screening <i>Screening para identificación de problemas auditivos en personas de edad avanzada</i> | Cuestionario relativo a limitaciones de actividades, restricciones en participación, sentimientos relacionados y emociones de la vida diaria. | Todos |
| | Determinación de estado de audición subjetivo en pacientes adultos cooperativos para screening audiológico. | |
| OTOEMISIONES ACÚSTICAS | | |
| SOAE Spontaneous Otoacoustic Emissions <i>Otoemisiones Acústicas espontáneas</i> | Registro de otoemisiones acústicas espontáneas de las células ciliadas externas entre 0,4 y 9,6 kHz. | Sentiero [SOH100098, SOH100360] |
| | Visualización del estado de las células ciliadas externas en pacientes de todos los grupos etarios. | Sentiero Desktop [SOD100497] |
| TEOAE Transient Evoked Otoacoustic Emissions <i>Otoemisiones Acústicas Transientes o Transitorias</i> | Prueba objetiva para una evaluación del funcionamiento de las células ciliadas externas en el rango de 0,7 a 4 kHz (ya sea en un rango general de frecuencias o en cinco bandas de frecuencia) utilizando un estímulo de corta duración de banda ancha y detección de respuesta estadística. - <i>TEOAE Rápido</i> : criterio de detención fijo - <i>TEOAE Diagnóstico</i> : criterio de detención definido por el usuario en diversas bandas de frecuencia | Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497] |
| | Determinación del estado de las células ciliadas externas en pacientes de todos los grupos de edad (especialmente en recién nacidos y niños) para screening y diagnóstico audiológico. | |
| DPOAE Distortion Product Otoacoustic Emissions <i>Otoemisiones Acústicas de Producto de Distorsión</i> | Prueba objetiva para evaluación del funcionamiento de las células ciliadas externas en frecuencias específicas utilizando dos estímulos sinusoides que se superponen en la membrana basilar, con detección de respuesta estadística. - <i>DPOAE Rápido</i> : un nivel fijo de estimulación definido por el usuario | Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497] |

| Módulo de prueba | Descripción breve / Aplicación clínica | Equipos |
|--|--|-------------------------|
| | <p>- <i>DPOAE Diagnóstico</i>: varios niveles fijos de estimulación definidos por el usuario (Sentiero Desktop: opción de utilizar compensación de presión estática)</p> <p>- <i>DPOAE Umbral</i>: estimación de umbrales con niveles de estimulación controlados automáticamente</p> <p>Características adicionales opcionales:</p> <p>- <i>DPHIREs</i>: selección de frecuencias definidas por el usuario (inicial, final, incrementos), permite evaluar la estructura fina de DPOAE; medición multifrecuencia: permite examinar varias frecuencias simultáneamente</p> <p>- <i>FMDPOAE</i>: DPOAE con modulación de frecuencia, permite reducir el impacto de la 2^{da} fuente de DPOAE.</p> <p>Determinación del estado de las células ciliadas externas en pacientes de todos los grupos de edad para objetivos audiológicos, tales como seguimiento luego del screening neonatal, confirmación de pérdida auditiva coclear, diagnóstico auditivo topológico, detección de inicio de trastornos cocleares durante exposición al ruido o administración de drogas ototóxicas, determinación objetiva de umbrales auditivos en frecuencias específicas (<i>DPOAE Umbral</i>).</p> | |
| POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS | | |
| <p>ABR Auditory Brainstem Responses <i>Potenciales Evocados Auditivos de Tronco Cerebral</i></p> | <p>Prueba objetiva para evaluar procesamiento de sonidos coclear y neural utilizando varios estímulos de corta duración.</p> <p>- <i>ABR Rápido</i>: un nivel de estimulación fijo definido por el usuario, evaluación estadística de la onda V.</p> <p>- <i>ABR</i>: múltiples niveles de estimulación fijos definidos por el usuario con distintos tipos de estímulos (click, chirp), estimulación por vía aérea y vía ósea, enmascaramiento contralateral, detección estadística de la onda V.</p> <p>Características adicionales opcionales:</p> <p>- <i>ABR-FS</i>: chirp bajo/medio/alto, toneburst</p> <p>- <i>ABR-BIN</i>: medición binaural</p> <p>Determinación del estado de audición a lo largo de las vías auditivas hasta el tronco cerebral en pacientes de todos los grupos de edades para objetivos audiológicos, tales como seguimiento luego del screening neonatal, diagnóstico neurológico, diagnóstico auditivo topológico, determinación de umbrales auditivos.</p> | Sentiero [SOH100360] |
| <p>E-ABR Electrically Evoked Auditory Brainstem Responses <i>Potenciales Evocados Auditivos de Tronco</i></p> | <p>Prueba objetiva para evaluar procesamiento de sonidos coclear y neural con detección estadística de respuesta mediante el registro de potenciales evocados eléctricamente, generados externamente por un sistema de prueba de implante coclear (provisto por el fabricante de implantes cocleares).</p> | Sentiero [SOH100360] |

| Módulo de prueba | Descripción breve / Aplicación clínica | Equipos |
|---|---|-------------------------|
| <i>Cerebral generados eléctricamente</i> | Determinación del estado de audición a lo largo de las vías auditivas hasta el tronco cerebral en pacientes con implantes cocleares de todos los grupos de edades para objetivos audiológicos, incluyendo ajuste de implantes cocleares. | |
| ECochG Electrococleografía | Prueba objetiva para evaluar procesamiento de sonidos coclear y neural utilizando estímulos de corta duración con detección estadística de respuesta. | Sentiero [SOH100360] |
| | Determinación del estado de audición a lo largo de las vías auditivas incluyendo potencial de sumación (SP), potencial de acción (AP) y microfónica coclear (CM) en pacientes de todos los grupos de edades para objetivos audiológicos. | |
| ASSR Auditory Steady-State Responses <i>Potenciales Evocados de Estado Estable</i> | Prueba objetiva para evaluar procesamiento de sonidos coclear y neural con estímulos chirp de frecuencia específica (compensando la transmisión de la onda coclear), tasa de estimulación 40 y 80 Hz y mixta, prueba multifrecuencia, enmascaramiento contralateral y detección estadística de respuesta. - <i>ASSR Fijo</i> : niveles de estimulación fijos definidos por el usuario. - <i>ASSR Umbral</i> : estimación de umbrales con niveles de estimulación controlados automáticamente. | Sentiero [SOH100360] |
| | Determinación del estado de audición a lo largo de las vías auditivas hasta el tronco cerebral (80 Hz) y regiones subcorticales (40 Hz) en pacientes de todos los grupos de edades para objetivos audiológicos, tales como seguimiento luego del screening neonatal, diagnóstico neurológico, diagnóstico auditivo topológico, determinación de umbrales auditivos en frecuencias específicas. | |
| POTENCIALES VESTIBULARES MIOGÉNICOS EVOCADOS | | |
| VEMP Vestibular Evoked Myogenic Potentials <i>Potenciales Vestibulares Miogénicos Evocados</i> | Prueba objetiva para verificar la función vestibular utilizando estímulos acústicos con un nivel de estímulo definido por el usuario, varios tipos de estímulos (click, chirp), estimulación por conducción aérea y ósea, y control de la actividad miogénica. Los potenciales miogénicos pueden detectarse desde el músculo esternocleidomastoideo (VEMP cervical) o el músculo ocular (VEMP ocular). | Sentiero [SOH100360] |
| | Determinación del estado vestibular incluyendo la función del utrículo y del sáculo, específicamente por ej. durante síndrome de Meniere, neuritis vestibular, schwannoma vestibular, esclerosis múltiple, otosclerosis o dehiscencia del canal semicircular superior. | |
| AUDIOMETRÍA DE INMITANCIA | | |

| Módulo de prueba | Descripción breve / Aplicación clínica | Equipos |
|--|---|---|
| Timpanometría | Prueba objetiva para medir la impedancia del oído medio, dependiendo de la presión estática (+/-) en el canal auditivo externo. | Sentiero Desktop [SOD100497] |
| | Determinación del estado del oído medio en pacientes de todos los grupos de edades para objetivos audiológicos, tales como detección de patologías del oído medio (por ej. otitis media, efusión del oído medio, perforación del tímpano, disfunción de los osículos del oído, disfunción tubárica, otosclerosis, timpanosclerosis) o bloqueo del canal auditivo. | Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947] |
| Umbral de Reflejo Acústico | Prueba objetiva para medir reflejos acústicos ipsilaterales y contralaterales generados por tonos con diversos niveles y frecuencias o ruido. - Modo automático (después de realizar timpanometría) - Modo manual | Sentiero Desktop [SOD100497] Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947] |
| | Determinación de umbrales de reflejo auditivo en pacientes de todos los grupos de edades para objetivos audiológicos, tales como diagnóstico topológico y detección de patologías del oído medio (por ej. otosclerosis) o patologías neurales (por ej. disfunción del nervio facial). | |
| Decay del Reflejo Acústico | Prueba objetiva para medir el decay de reflejos acústicos ipsilaterales y contralaterales generados por tonos con diversos niveles y frecuencias o ruido. | Sentiero Desktop [SOD100497] |
| | Determinación de decay del reflejo auditivo en pacientes de todos los grupos de edades para objetivos audiológicos, por ej. detección de patologías retrococleares. | Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947] |
| ETF Eustachian Tube Function Tests <i>Pruebas de función tubárica</i> | Pruebas objetivas de audiometría de impedancia con varias sub pruebas: tímpano no perforado, tímpano perforado, disfunción tubárica. | Sentiero Desktop [SOD100497] |
| | Determinación de la función de la trompa de Eustaquio en diferentes condiciones de prueba (tímpano no perforado, tímpano perforado, disfunción tubárica) | Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947] |
| ¹ solamente disponible para equipos Senti [modelo SIH100097] y Sentiero [modelo SIH100098] con memoria ampliada (es decir, con PCB rev. ≥ 67) | | |

Tabla 1: Reseña de métodos de prueba disponibles en los equipos Senti y Sentiero

3 Metodología, Uso Práctico, Bases Científicas

A continuación, se presenta una descripción de la metodología y una guía práctica de los métodos utilizados en los equipos Senti y Sentiero. Se incluye la audiometría de tonos puros convencional (ATP o Audio), audiometría de tonos puros con base en imágenes (MAGIC), logaudiometría (como por ej. SUN, MATCH), y otros métodos de prueba psicoacústicos (como por ej. MAUS, BASD). Los métodos fisiológicos comprenden las otoemisiones acústicas (OAE), potenciales evocados de tronco cerebral (ABR o BERA), electrococleografía (ECoChG), potenciales evocados de estado estable (ASSR), potenciales vestibulares miogénicos evocados (VEMP) y pruebas del oído medio (tales como timpanometría, reflejos acústicos, pruebas de función tubárica). Se describen en detalle los mecanismos altamente sofisticados de generación, registro, reproducibilidad, ajustes de los parámetros de estimulación y aplicaciones clínicas para OAE, ABR y ASSR. Se hace especial mención de la relación entre estas mediciones y los umbrales conductuales de tonos puros. Se presentan además ejemplos de casos clínicos. También se incluye una lista de referencias en cada módulo para lectura posterior.

Por favor tenga en cuenta que la información técnica detallada, tal como transductores disponibles, niveles máximos, y otros detalles técnicos para cada módulo están disponibles en un documento de **Especificaciones Técnicas** que puede descargarse de www.pathme.de/support/. Para mayor información sobre los parámetros de prueba disponibles para cada prueba por favor consulte la asistencia en línea del equipo.

Se recomienda en general realizar todas las pruebas en una cabina insonorizada o en una habitación silenciosa (especialmente cuando se presentan estímulos de baja intensidad). Al utilizar sondas o auriculares de inserción, el transductor debe colocarse con un ajuste hermético, sin pérdidas entre la oliva y el canal auditivo externo. La oclusión correcta del canal auditivo con la oliva disminuye la influencia de los sonidos externos.

Para una medición confiable de PEA debe utilizarse una cabina con aislación electromagnética. Un cable de electrodos blindado también reduce el impacto del ruido electromagnético. Además, se recomienda mantener los conectores de los electrodos cerca del cuerpo del paciente y separar con cuidado el cable de electrodos del cable del transductor.

Los canales de la sonda o auriculares de inserción no deben estar bloqueados, por ej. con cerumen. Las sondas o auriculares de inserción no deben utilizarse en casos de otitis externa (infección del canal auditivo externo) o en casos en que el canal auditivo externo esté ocluido con cerumen. Antes de realizar una prueba, se recomienda realizar una otoscopia para determinar si hay alguna obstrucción en el canal auditivo o algún trastorno del oído medio visible (por ej. tímpano perforado). Una deformación del canal auditivo también puede deteriorar la transmisión del sonido, y por lo tanto afectar el desarrollo de la prueba.

Se recomienda realizar todas las pruebas audiológicas posibles para obtener una visión general del estado de audición a lo largo de las vías auditivas, especialmente si existen dudas respecto del estado de audición real, o si se encuentran inconsistencias o discrepancias. Personal calificado debe decidir qué pruebas son adecuadas considerando la edad, cooperación e historia clínica/anamnesis del paciente examinado. Por favor tenga en cuenta que las sugerencias de interpretación y ajustes de

parámetros recomendados en este *Manual de Instrucciones* se presentan solamente a título informativo y no deben considerarse como diagnóstico. El examinador calificado debe analizar los resultados y establecer los parámetros de acuerdo a las circunstancias individuales.

3.1 Procedimientos de pruebas psico-acústicas

Los procedimientos de pruebas psico-acústicas incluyen audiometría de tonos puros, logaudiometría y otras pruebas conductuales que requieren respuesta del paciente.

Para todas las pruebas psico-acústicas son esenciales la habilidad, disposición y concentración del paciente examinado. Antes de realizar una prueba psico-acústica, debe explicársele al paciente lo que debe hacer. El examinador debe asegurarse de que el paciente ha entendido lo que debe hacer y que está en condiciones de responder. Coloque siempre el transductor en el oído del paciente *después* de la instrucción, para que la atenuación de sonido del transductor no reduzca la capacidad de audición del paciente.

También es esencial que existan condiciones de ruido ambiental bajo para el desarrollo correcto de la prueba, ya que el desempeño auditivo puede reducirse artificialmente debido a ruido ambiental muy alto.

En general, la colocación adecuada del transductor y la calibración son importantes para un resultado confiable. La colocación incorrecta del transductor, o utilizar un transductor no calibrado, puede adulterar el resultado. Se debe conectar y colocar el transductor correctamente. La variación hacia arriba o abajo, o de adelante hacia atrás, en la posición del auricular, y la pérdida entre el auricular y el oído pueden producir resultados incorrectos, tales como umbrales auditivos más altos que los reales, especialmente en las frecuencias altas.

A menos que se especifique lo contrario, todas las pruebas psico-acústicas pueden realizarse en pacientes de todas las edades, siempre que existan participación y cooperación adecuadas. Esto significa que estas pruebas no son adecuadas, por ejemplo, para niños muy pequeños, pacientes con problemas mentales u otros pacientes no cooperativos. En estos casos se recomienda utilizar pruebas fisiológicas.

3.1.1 Audiometría de Tonos Puros (ATP o PTA)

METODOLOGÍA

La Audiometría de Tonos Puros es la prueba psico-acústica más utilizada para examinar la capacidad de un paciente de oír sonidos en distintas frecuencias. La ATP es la prueba básica para evaluar los umbrales de audición por vía aérea (AC) o vía ósea (BC), lo que permite determinar el grado y tipo (conductiva o neurosensorial) de pérdida auditiva. Los umbrales auditivos normalmente indican el sonido más bajo que un individuo puede oír. Los estímulos por vía aérea pueden presentarse a través de auriculares, auriculares de inserción o parlantes. Los estímulos por vía ósea se presentan a través de un vibrador óseo electro-mecánico que se coloca en la frente o mastoide del paciente a examinar. Si la audición por vía ósea es mejor que por vía aérea (brecha aire-hueso), es probable que se trate de una pérdida conductiva si los niveles de conducción ósea se encuentran dentro del rango normal de audición. Si tanto los umbrales de conducción aérea como los de conducción ósea están fuera del rango normal, es probable que se trate de una pérdida neurosensorial (trastorno coclear o retrococlear) o mixta, si los niveles de conducción ósea siguen siendo mejores que los de conducción aérea. La audiometría de tonos puros puede utilizarse para evaluar el estado de audición para estímulos tonales en pacientes cooperativos que pueden responder, por ej. en clínicas (audiología convencional, pacientes internados, ambulancias) y salud ocupacional. Para diferenciar una pérdida auditiva neurosensorial detectada, pueden realizarse mediciones por sobre el umbral (por ej. Fowler, Carhart, escala de nivel de sonido). También pueden utilizarse otoemisiones acústicas (OAE) o potenciales evocados auditivos (PEA) para diagnóstico topológico avanzado. Por favor tenga en cuenta que en el caso de pacientes que no puedan responder o reaccionar a los sonidos adecuadamente para obtener información de frecuencias específicas relativas a la pérdida auditiva, se recomienda realizar búsqueda de umbrales con DPOAE o ASSR.

La prueba necesita que un examinador controle la prueba y evalúe la respuesta del paciente examinado. Generalmente se evalúan frecuencias por octava, desde las frecuencias bajas (250 Hz) hasta las altas (8 kHz). Normalmente se comienza a 1 kHz, pasando a las frecuencias más altas, para luego volver a 1 kHz (re-evaluación) y seguir con las frecuencias bajas. Debe hacerse hincapié en que el rango de frecuencias audiométricas es solamente una parte del rango auditivo humano completo, que se extiende desde los 20 Hz hasta los 20 kHz. El principio de la ATP es presentar un tono puro cercano al umbral, es decir ir disminuyendo el nivel de presión del sonido hasta que el paciente deja de responder (levantando la mano o presionando un botón) y luego aumentar el nivel de presión del sonido hasta que la persona comienza a responder nuevamente (ver ISO 8253-1).

En algunos casos debe utilizarse ruido de enmascaramiento en el oído no examinado para evitar que el sonido del lado estimulado se transfiera al lado no estimulado y sea oído en el lado no estimulado (audición cruzada). El umbral del oído evaluado se mide al mismo tiempo que se presenta el ruido de enmascaramiento al oído no evaluado. Los umbrales obtenidos con enmascaramiento proveen una representación precisa del verdadero umbral de audición del oído evaluado. La atenuación interaural puede reducirse hasta 0 dB para los vibradores óseos debido a que los huesos del cráneo transmiten el sonido de manera muy eficiente. Por esto se recomienda siempre utilizar ruido de enmascaramiento cuando se buscan umbrales por vía ósea. Para los auriculares, la atenuación interaural es de aproximadamente 40 dB. Se debe utilizar enmascaramiento si la diferencia entre vía aérea en un oído y vía ósea en el otro es de 40 dB o más. Para auriculares de inserción, la atenuación interaural está en el rango de 55 dB, de manera que el uso de auriculares de inserción reduce la necesidad del

enmascaramiento. Se produce un dilema de enmascaramiento cuando el enmascaramiento del oído no evaluado cruza al oído evaluado y afecta la medición de umbrales para el oído evaluado. En este caso no puede obtenerse un umbral con enmascaramiento confiable. Este fenómeno generalmente ocurre cuando existe un componente significativo de pérdida auditiva conductiva en ambos oídos

La ATP automática obtiene umbrales de audición utilizando los protocolos Békésy o Hughson-Westlake. A diferencia del método de ajuste, para el cual se varía el nivel de estimulación hasta que sea apenas audible, se controla solamente la dirección en la cual varía el nivel de estimulación. El nivel de estimulación aumenta o disminuye alrededor del umbral de audición según su audibilidad (método de tracking). Los procedimientos de medición disponibles corresponden a los algoritmos sugeridos por ISO 8253-1.

La ATP de screening examina si los niveles de umbral auditivo a distintas frecuencias son mejores, iguales, o peores que el nivel de screening especificado. El estímulo se presenta al oído a frecuencias y niveles específicos que se han elegido para el screening. El paciente pasa la prueba de screening conforme a criterios predefinidos, por ejemplo, se obtiene un *pasa* si se oyen todos los estímulos en cada oído. El screening a ciertos niveles y frecuencias seleccionados es normalmente más rápido que medir umbrales auditivos utilizando procedimientos normales de ATP, pero provee menos información.

Hay varios módulos de ATP disponibles:

- **ATP 4** para evaluar umbrales de tonos puros por vía aérea en frecuencias de 125 Hz a 6 kHz con niveles de estimulación de -10 a 70 dB HL conforme a IEC 60645-1 clase 4.
- **ATP 4 Avanzado** para evaluar umbrales de tonos puros por vía aérea en frecuencias de 125 Hz a 8 kHz con niveles de estimulación de -10 a 110 dB HL conforme a IEC 60645-1 clase 4 con rango extendido de frecuencias y niveles.
- **ATP 3** para evaluar umbrales de tonos puros por vía aérea y vía ósea conforme a IEC 60645-1 clase 3. Las frecuencias y niveles son los mismos que en ATP 4 Avanzado. Debido a la capacidad limitada del vibrador óseo electro-mecánico, los niveles por vía ósea son menores. Este módulo ofrece también la opción de enmascaramiento contralateral, presentación de distintos tipos de estímulos (tono continuo, pulsado, warble), y procedimientos de detección automática de umbrales (Békésy, Hughson-Westlake).
- **ATP-HF** para evaluar umbrales de tonos puros en frecuencias altas, de 9 a 16 kHz. ATP-HF solamente puede realizarse con auriculares específicos, por ej. Sennheiser HDA 300.

USO PRÁCTICO

Seleccione *Audiometría* en la pantalla de selección de módulos. Seleccione el protocolo que desea utilizar. De ser necesario, cambie los parámetros (por ej. protocolo de audiometría). Si se selecciona modo *Experto*, aparecerá la pantalla de interfaz del usuario que se muestra en la *Figura 1*. Presione el botón de ajustes ⑬ (solamente disponible en ATP3) para seleccionar el transductor y el lugar de colocación (vía aérea, vía ósea-mastoide, vía ósea-frente), para seleccionar el tipo de estímulo (tono continuo, tono pulsado, tono warble), cambiar a modo de incomodidad (UCL), para activar la prueba automática, o para activar la visualización de audiograma bilateral (ver datos de ambos oídos en un mismo gráfico de audiograma). Por favor tenga en cuenta que puede también cambiar los transductores presionando el botón AC ③ que cambia de AC a BC (mastoide) a BC-F (frente) si hay transductores de AC y BC conectados a la vez.

Para algunos pacientes (por ej. niños) un tono pulsado o warble puede resultar más interesante que un tono continuo, y por lo tanto preferible. Para el protocolo Békésy, se utilizan estímulos de tono pulsado. Para pacientes con acúfenos tonales, un tono pulsado o warble puede ayudar a distinguir el estímulo del acúfeno con mayor eficacia. Active el enmascaramiento de ser necesario presionando el botón de *enmascaramiento* ⑫ (ver *METODOLOGÍA*). Puede desactivarse el modo enmascaramiento presionando el botón ⑭..

Antes de colocar el transductor y comenzar la prueba, deben darse las instrucciones al paciente sobre cómo proceder. El paciente debe indicar si oye un tono levantando la mano o presionando el botón de respuesta, y si *no* lo oye, bajando la mano o dejando de presionar sobre el botón de respuesta. Para tonos pulsados, asegúrese de que el paciente entienda que debe responder al tono pulsado solamente una vez (es decir, indicar que lo *ha oído* mientras el tono pulsado sea audible) y no para cada pulso de estímulo individual. La prueba *no* está diseñada para ser auto controlada por el paciente. Las pruebas manuales deben ser totalmente controladas por el examinador. Las pruebas automáticas no requieren control de nivel/frecuencia por parte del examinador, pero deben igualmente ser supervisadas por personal calificado.

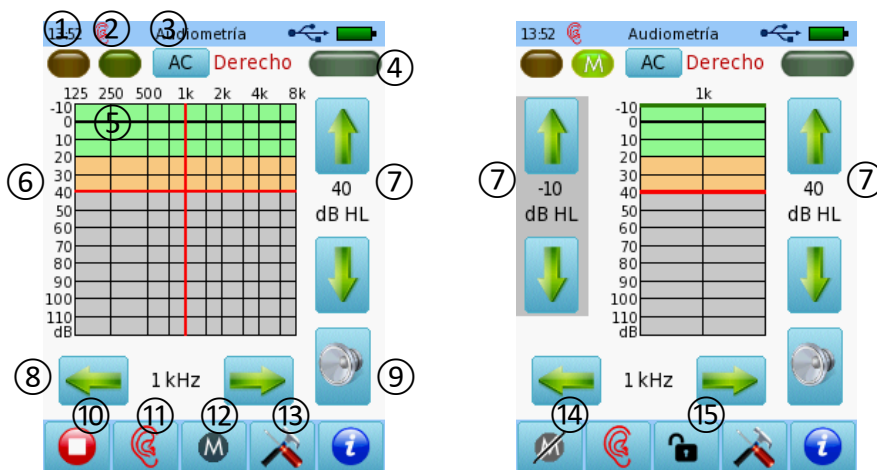


Figura 1: Interfaz de Audiometría modo Experto (izquierda: modo standard, derecha: modo enmascaramiento)

Seleccione el oído a examinar presionando el botón de oído ⑪. Se muestra el oído activo. Si hay parlantes conectados, o si la medición binaural está activada en el equipo, puede también seleccionarse estimulación binaural. Realice una prueba manual o automática en las frecuencias seleccionadas. Para mayor información sobre el flujo de trabajo habitual en una audiometría de tonos puros consulte ISO 8253-1 y ASHA (2005). Durante las pruebas manuales, puede seleccionarse frecuencia del estímulo ⑧, nivel y/o nivel de enmascaramiento ⑦ (en el modo enmascaramiento, los botones de nivel de enmascaramiento se resaltan con un área gris). El cruce de líneas en el audiograma indica el nivel seleccionado (rojo: oído derecho, azul: oído izquierdo, negro: binaural, verde: enmascaramiento), esto también se muestra en los valores entre los elementos de selección (en la Figura 1: nivel de estimulación: 40 dB HL, nivel de enmascaramiento: -10 dB HL). Para ATP-HF, el audiograma pasa a las frecuencias más altas cuando las líneas se mueven más allá de 8 kHz. En el modo enmascaramiento, pueden controlarse el nivel de estimulación o el nivel de enmascaramiento o ambos unidos. El modo bloqueado puede activarse presionando el botón *bloquear* ⑮. Pueden configurarse los botones de control del nivel de estimulación en los ajustes del equipo *Preferencias Audio* (flecha hacia arriba: disminuir nivel, flecha hacia abajo: aumentar nivel, o viceversa). Los estímulos se

presentan mientras se mantenga presionado el botón que muestra un altavoz ⑨. Cuando se presenta el estímulo, se enciende el indicador naranja de estado ①. Si se presenta el ruido de enmascaramiento, se enciende el indicador verde de estado ②. Si el paciente presiona el botón de respuesta, se enciende el indicador grande verde ③. Para indicar que se ha determinado un umbral, coloque el símbolo en el sitio de cruce de las líneas rojas o azules ⑥ presionando sobre el audiograma ⑤. Puede cambiarse el símbolo de *oído* a *no oído* y eliminarse. Para finalizar la prueba, presione el botón de *detener* ⑩.

Los umbrales de audición se marcan para cada frecuencia en un audiograma. Los símbolos para el oído derecho se marcan en rojo, los del oído izquierdo en azul, y los símbolos binaurales en negro. Los símbolos utilizados son conforme a 8253-1, *Tabla 1*. Los símbolos de vía ósea pueden marcarse como se propone en ISO 8253-1 o como en un espejo (representación habitual en Alemania). La representación de símbolos de vía ósea puede definirse en *Preferencias Audio*.

El audiograma se divide en tres zonas de colores: verde (audición normal ≤ 20 dB HL), naranja (pérdida auditiva leve >20 a 40 dB HL), y gris (>40 dB HL: pérdida auditiva moderada a profunda).

Para la interpretación de los resultados, pueden considerarse estas sugerencias (ver *Figura 2*):

- **Pérdida auditiva conductiva:** El audiograma muestra umbrales normales por conducción ósea, los umbrales por vía aérea están al menos 10 dB por debajo de lo normal. Esta diferencia entre vía aérea y vía ósea se debe a la amortiguación del estímulo por vía aérea al pasar por el oído externo y medio. Una pérdida auditiva conductiva normalmente se debe a problemas en el oído externo o medio, incluyendo anomalías de la membrana timpánica, oclusión del canal auditivo (por ej. debido a cerumen), infección del oído medio o líquido (por ej., otitis media), perforación de la membrana timpánica, defectos osculares.
- **Pérdida auditiva neurosensorial:** El audiograma muestra umbrales de conducción aérea y ósea mayores que 20 dB HL y ambos dentro de un rango de aproximadamente 10 dB uno del otro. Una pérdida auditiva neurosensorial generalmente se debe a lesiones de las células sensoriales, nervio auditivo, o vías auditivas centrales (presbiacusia, pérdida auditiva debida a ruido, síndrome de Ménière's, schwannoma vestibular).
- **Pérdida auditiva mixta:** Combinación de pérdida auditiva conductiva y neurosensorial.

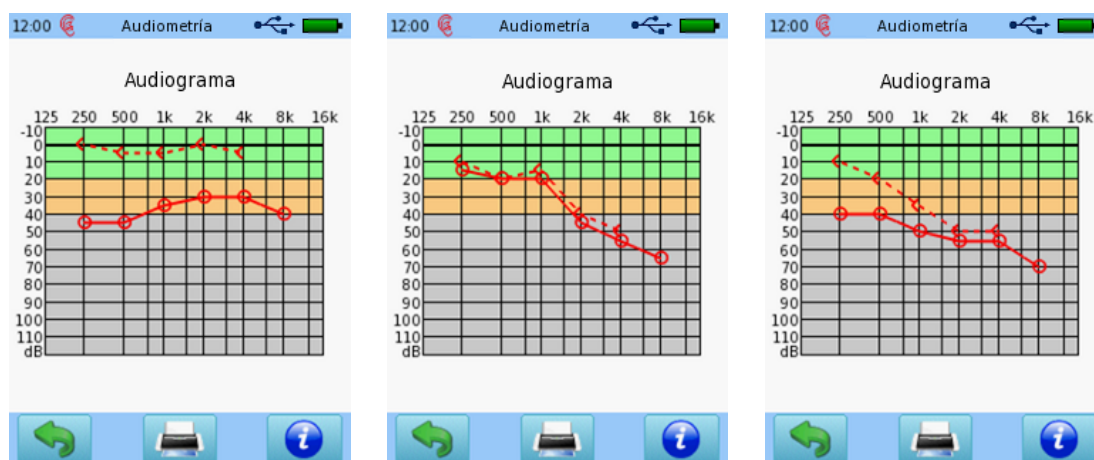


Figura 2: Ejemplos de resultados de ATP (izquierda: pérdida auditiva conductiva; centro: pérdida auditiva neurosensorial; derecho: pérdida auditiva mixta con componentes conductivos y neurosensoriales)

Los protocolos de *Screening*, *Diagnóstico* y *Audiometría Automática* proveen interfaces de usuario adaptadas, como se muestra en la *Figura 3*. Las interfaces de usuario de estos protocolos son en su mayoría similares a la interfaz de usuario *Experto*. A continuación, se explican las diferencias. Con la interfaz de usuario *Screening* se obtiene una tabla de resultados ① en lugar de un gráfico de audiograma. La tabla indica el nivel examinado (oído) o *NR = no hay respuesta* (no oído). La combinación activa de frecuencia/nivel se muestra resaltada en la tabla de resultados. En la interfaz de usuario *Audiometría Automática* se encuentra un botón de *play* ③ en lugar del botón de altavoz, lo que permite comenzar el proceso de detección automática de umbrales. La respuesta del paciente, obtenida mediante el botón de respuesta del paciente, influye en la dirección del nivel de estimulación. Si el algoritmo automático detecta un umbral, éste se indica automáticamente en el gráfico de audiograma. En ninguno de los protocolos hay botones de *ajustes* ni *enmascaramiento*. En su lugar, al pie de página hay acceso directo para cambiar el tipo de estímulo (tono puro, tono pulsado, tono warble) presionando el botón de *tipo de estímulo* ②.



Figura 3: Interfaces de usuario para diferentes protocolos de audiograma (izquierda: Screening; centro: Diagnóstico; derecha: Audiometría Automática)

LITERATURA

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

3.1.2 Acufenometría (Tinnitus-Matcher)

METODOLOGÍA

La Asociación Americana de Acúfenos (American Tinnitus Association) define los acúfenos como "la percepción de un sonido cuando no hay ruido externo presente". Los acúfenos suelen ser subjetivos en el sentido de que sólo la persona experimenta la sensación de oírlo, pero en algunos casos puede ser objetivo en casos excepcionales en que otras personas también pueden oírlo. Aunque se suele denominar "zumbido en los oídos", los acúfenos pueden manifestar muchas percepciones diferentes del sonido, como zumbidos, silbidos, pitidos, crujidos y chasquidos. En algunos casos poco frecuentes, los pacientes de acúfenos dicen oír música. El sonido puede ser agudo o grave y puede describirse como suave o fuerte. Los acúfenos pueden ser constantes o intermitentes. Aunque es relativamente raro, en algunos casos los acúfenos se correlacionan con otoemisiones acústicas espontáneas (SOAE).

Si bien no se conoce cura para los acúfenos en la actualidad, se puede ayudar a los pacientes definiendo los acúfenos con más precisión que con una simple evaluación audiométrica standard.

Los acúfenos con frecuencia son causados por pérdida de audición u otros problemas de salud subyacentes. Por lo tanto, en el caso de las personas que padecen acúfenos, la acufenometría se realiza junto con la audiometría standard, que generalmente incluye pruebas de audiometría tonal y de logaudiometría, niveles de incomodidad auditiva, imitación acústica y otoemisiones acústicas. La acufenometría suele realizarse junto con cuestionarios sobre los acúfenos para determinar el impacto que tienen en el paciente, ya que los acúfenos pueden afectar negativamente la calidad de vida de una persona.

La acufenometría consiste en utilizar diferentes tonos o ruidos para intentar identificar la percepción específica del acúfeno que experimenta el paciente. El examinador ajusta el tono y el volumen (frecuencia e intensidad) de una señal para que el paciente pueda determinar lo más cerca posible una coincidencia con las percepciones subjetivas del sonido que oye. La acufenometría se realiza para proporcionar información útil para el manejo de los acúfenos.

Después de la evaluación audiológica se realiza la equiparación de volumen y tono. Al igual que en la audiometría standard, la equiparación del tono suele iniciarse a 1000 Hz y se le pide al paciente que identifique si su acúfeno es más agudo o más grave que la señal presentada. El objetivo es encontrar un tono dentro de un rango de precisión de media octava y, por último, igualar el tono del acúfeno. En la frecuencia equivalente, el umbral de audición y la intensidad del acúfeno se obtienen en pasos de 1 dB. La equiparación inicial de intensidad consiste en presentar la señal a 10-20 dB SL cuando existen niveles de umbral de audición normales y a 5-10 dB SL cuando existe pérdida de audición. Para la equiparación de intensidad y tono pueden utilizarse tonos puros o ruido de banda estrecha.

Las principales diferencias entre la acufenometría y el módulo de audiometría son que las frecuencias pueden ajustarse con una alta resolución de hasta 0,1 Hz con niveles que pueden ajustarse con un incremento de solamente 1 dB HL. Además, pueden estimularse ambos oídos de forma independiente. Los estímulos incluyen, además de tonos puros, tonos pulsados y warble, y ruido de banda estrecha. La acufenometría se realiza con el mismo tipo de transductores de conducción aérea que la audiometría.

Otra prueba que se suele realizar es la Prueba de Confusión de Octava. El objetivo es confirmar la octava del acúfeno del paciente. Los pacientes con acúfenos a veces confunden el tono de su acúfeno

con un tono que está una octava por encima o por debajo de su acúfeno. La prueba se realiza presentando tonos una octava por encima y otra por debajo de la frecuencia que el paciente seleccionó durante la equiparación de frecuencias.

Además de equiparar la intensidad y el tono, se ha encontrado que el nivel mínimo de enmascaramiento (NME) hace que el acúfeno sea inaudible. Se ha identificado una correlación entre el NME y la eficacia del tratamiento en el sentido de que cuando se producía una mejora en el problema del acúfeno, se producía una disminución del NME (Jostreboff, Hazell y Graham, 1994). También se ha informado que cuando se utiliza el enmascaramiento del acúfeno como tratamiento, si el NME es inferior a la equiparación de intensidad, se considera que hay un probable beneficio y, a la inversa, si el NME es superior a la equiparación de intensidad, es menos probable que el tratamiento sea exitoso (Vernon, Griest y Press, 1990; Vernon y Meikle, 2000).

El nivel mínimo de enmascaramiento (NME) se mide presentando un estímulo ajustado de forma que deje de percibirse el acúfeno. El tipo de estímulo debe seleccionarse para poder enmascarar el acúfeno, es decir, debe contener suficientes componentes espectrales del acúfeno (Vernon y Meikle, 2003). En función de la complejidad espectral del acúfeno, pueden utilizarse tonos puros o ruido (directriz AWMF, 2021).

Además del NME, también se mide la inhibición residual. La inhibición residual es la supresión o eliminación temporal del acúfeno que se produce tras la estimulación auditiva (Vernon, 1982; Vernon y Meikle, 1988). La inhibición residual (IR) se mide presentando un estímulo de enmascaramiento durante 1 minuto a un nivel del NME + 10 dB HL. Se pueden utilizar diferentes tipos de estímulos para la IR, incluidos tonos puros (modulados en amplitud) o ruido de banda estrecha o de banda ancha (por ejemplo, ruido blanco). La tarea del paciente consiste en indicar cuándo la percepción del acúfeno es la misma que antes de presentar el estímulo de enmascaramiento. Se mide la cantidad de tiempo que lleva (Vernon y Meikle 2003). La IR completa describe el periodo de tiempo en el que la percepción del acúfeno está completamente ausente tras la presentación del enmascaramiento, mientras que la IR parcial describe el periodo de tiempo en el que el acúfeno está presente pero con volumen/ molestia reducidos.

USO PRÁCTICO

Seleccione *Acufenometría* en la pantalla de selección de módulos. Tenga en cuenta que no hay protocolos disponibles para este módulo. Asegúrese de que haya un transductor válido conectado (auriculares, auriculares de inserción o parlantes) e inicie la prueba seleccionando el oído a examinar (presionando IZQUIERDO o DERECHO). Antes de colocar el transductor e iniciar la prueba, se debe instruir al paciente sobre lo que debe hacer. El paciente deberá identificar si su acúfeno es mayor o menor que la señal presentada.

Seleccione el oído a examinar pulsando el botón de oído ①. Se muestra el oído activo en ese momento. Durante la prueba, se puede seleccionar la frecuencia del estímulo ②, el nivel ③, el tipo de presentación del estímulo ④ y los pasos de frecuencia ⑤. Los niveles seleccionados pueden leerse en las cruces del audiograma (rojo: oído derecho, azul: oído izquierdo) y en los valores entre los elementos del selector (en la figura 4: nivel del estímulo: 50 dB HL). Puede cambiarse el oído activo, con sus propios parámetros de estímulo. Para "copiar" un ajuste al otro oído, utilice la función de cambiar de oído ⑥. El estímulo se presenta si se activa el botón de *parlante* ⑦. Si se presenta el estímulo, el botón del oído examinado correspondiente se muestra en rojo o azul. Este botón también

puede utilizarse como interruptor de encendido/apagado del tono. Una vez encontrado empíricamente un punto de coincidencia, confirme el símbolo en la posición de la cruz roja o azul presionando el audiograma. Se puede marcar más de un punto en el audiograma. El módulo puede finalizarse con el botón de detener (8).

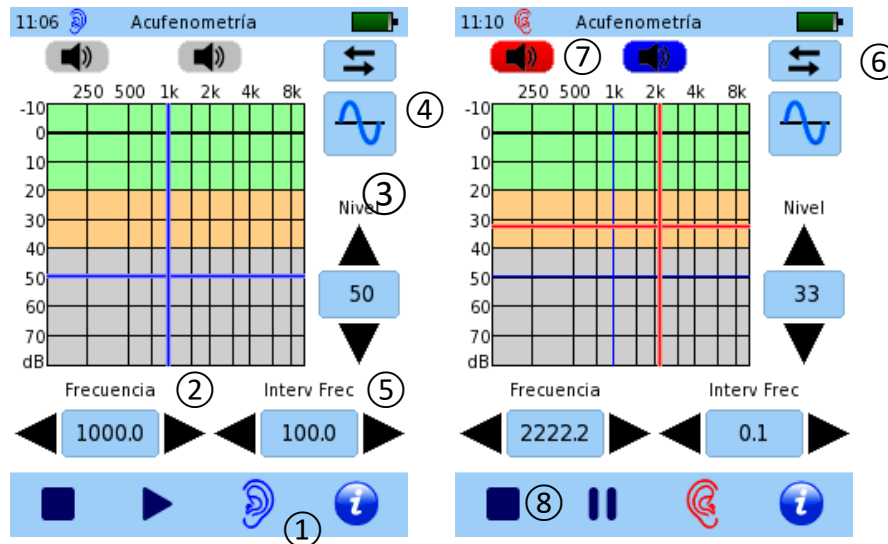


Figura 4: Interfaz de la Acufenometría (izquierda: monoaural, derecha: binaural)

LITERATURA:

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

3.1.3 Audiometría por juego (MAGIC)

METODOLOGÍA

La audiometría por juego es un método establecido en la audiología pediátrica. Sin embargo, el procedimiento de la prueba, en la que el niño debe estar continuamente atento, es agotador, y la tarea (generalmente colocar una pieza en un tablero) varía muy poco. A diferencia de esto, procedimientos de prueba con base en imágenes y manejadas por el niño pueden incentivar su atención. MAGIC es una prueba con base en imágenes, manejada por el niño, que ofrece una alternativa divertida a la

audiometría por juego convencional. Esta prueba está diseñada especialmente para niños de edad pre-escolar y escolar, pero puede también utilizarse para otros pacientes cooperativos. Por favor tenga en cuenta que para pacientes que no pueden seguir las instrucciones o reaccionar al sonido de la manera deseada, se recomienda la búsqueda de umbrales con DPOAE o ASSR.

Hay dos opciones para la prueba MAGIC:

- **MAGIC Screen** permite un screening auditivo rápido a frecuencias y niveles seleccionados por el usuario. Si se seleccionan múltiples niveles, el algoritmo comienza en el nivel más bajo y continúa al nivel superior siguiente cada vez que el tono no se oye.
- **MAGIC Audio** permite la determinación de umbrales de audición en frecuencias seleccionadas por el usuario, con un algoritmo de control de nivel automático. Se incluyen tonos mudos para detectar respuestas incorrectas del paciente.

MAGIC puede realizarse en las frecuencias audiométricas standard desde 250 Hz hasta 8 kHz. Diferentes animales representan diferentes frecuencias (vaca = 250 Hz, oso = 500 Hz, elefante = 1 kHz, gato = 2 kHz, oveja = 3 kHz, ratón = 4 kHz, pájaro = 5 o 6 kHz, delfín = 8 kHz – ver Figura 5).

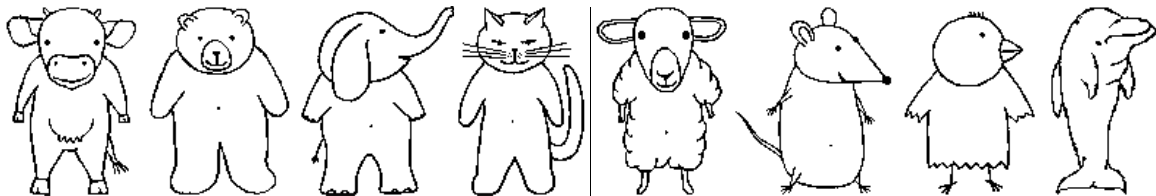


Figura 5: Animales de MAGIC (de izquierda a derecha: vaca, oso, elefante, gato, oveja, ratón, pájaro y delfín)

Cada animal se presenta en tres variantes: *neutral* para comenzar la presentación de sonido, *saludable* y *enfermo* para indicar dos opciones *oído* y *no oído*, respectivamente (ver Figura 6). Debido a que la prueba es manejada por el paciente, se requiere una explicación exhaustiva. Se recomienda una historia de introducción para explicar la tarea y motivar al paciente. El paciente tomará el rol de doctor que debe diagnosticar a animales saludables y enfermos, en base a si emiten o no sonido, respectivamente. Esto puede ayudar también a quitarle presión al paciente, dado que no es él o ella quien va a ser diagnosticado, sino que será quien diagnostique a los animales conforme a su capacidad de emitir sonidos.

El paciente maneja la presentación de sonidos y el registro de las respuestas a través de la pantalla táctil: animal saludable si se oyó el sonido, animal enfermo si no se oyó. El examinador explica el procedimiento de la prueba durante la fase de instrucción, supervisa la medición y ayuda al paciente si hace falta. El examinador puede también intervenir en el procedimiento de medición en cualquier momento o re examinar una frecuencia de ser necesario (MAGIC Audio).

Para información general sobre audiometría convencional de tonos puros consulte la sección [3.1.1: Audiometría de Tonos Puros \(ATP o PTA\)](#).

USO PRÁCTICO

Seleccione *MAGIC* en la pantalla de selección de módulos. Seleccione el protocolo que desea utilizar. De ser necesario, modifique los parámetros (tales como modo de prueba, frecuencia, nivel de screening (MAGIC Screen) / rango de nivel de la prueba (MAGIC Audio), tipo de estímulo) y el nombre

del protocolo si lo desea. Para algunos pacientes (por ej. niños) el tono warble puede resultar más interesante que un tono puro y tal vez preferible. En el caso de pacientes con acúfenos tonales, un tono warble puede ayudar a distinguir el estímulo del acúfeno con mayor eficacia.

Asegúrese de tener un transductor válido conectado (por ej. auriculares, auriculares de inserción, vibrador óseo) y seleccione el oído a examinar (*Derecho+Izquierdo*: medición secuencial del oído derecho e izquierdo para cada frecuencia). Puede empezarse la medición con la fase de instrucción (si está activada en los ajustes) o la fase de prueba.

Se recomienda comenzar con la fase de instrucción. Para la instrucción, dígame al paciente que su tarea hoy es ser doctor. Algunos animales emitirán un sonido porque están saludables y felices (se los muestra contentos, con las manos hacia arriba) y otros no emitirán sonido porque están enfermos (se los muestra con una bufanda). El paciente en el rol de doctor debe determinar qué animales están saludables y cuáles están enfermos. Para descubrir si el animal emite o no un sonido, se presiona el animal neutral (ver *Figura 6* - ①). Se registra la respuesta presionando sobre el animal saludable ③ o enfermo ② según corresponda. Solamente se puede ingresar la respuesta *después* de presionar la barriga del animal neutral, es decir, después de la presentación del tono. La fase de instrucción comienza con un estímulo en un nivel inicial definido por el usuario (MAGIC Audio) o un nivel fijo determinado por el equipo (MAGIC Screen). El segundo estímulo se presenta a un nivel 10 dB más bajo (si se oyó la primera respuesta). Finalmente, se presenta un tono mudo para acostumar al paciente a la situación de que también puede no haber sonido.



Figura 6: Interfaz del usuario para MAGIC (izquierda: presentación del tono y respuesta; centro/derecha: selección de animales)

Una instrucción habitual puede seguir las pautas presentadas en la *Tabla 2*. También existe un documento con instrucciones breves que puede descargarse de la sección *Estudios* de la página de Internet de PATH MEDICAL.

| Instrucción del examinador | Tarea para el examinador |
|---|---|
| <i>Aquí ves un animal. Presiona la barriga del animal y escucharás si el animal hace un sonido o no. El primer animal hace un sonido.</i> | Muéstrele al paciente cómo presionar la barriga del animal neutral. |
| <i>Presiona la barriga del animal. ¿Oíste el sonido?</i> | Pídale al paciente que presione la barriga varias veces. |

| | |
|---|---|
| <i>Cada vez que presionas la barriga del animal, hay un sonido.</i> | El paciente debe confirmar que oye el sonido. De no ser así, seleccionar un nivel de estimulación más alto (al presionar <i>no oído</i> : el nivel de estimulación automáticamente aumenta 20 dB). Repita la instrucción desde el primer paso. Muéstrelle al paciente cómo presionar el animal saludable que corresponde a <i>oído</i> . |
| <i>El siguiente animal también hace un sonido, pero más suave. Presiona la barriga y escucha.</i> | El paciente debe también oír este sonido. Asegúrese de que el paciente presione el animal saludable que corresponde a <i>oído</i> . |
| <i>El siguiente animal no hace ningún sonido. No vas a oír nada. Presiona la barriga y escucha.</i> | El paciente debe confirmar que no oye ningún sonido. Si no, repetir la instrucción. Muéstrelle al paciente cómo presionar el animal enfermo que corresponde a <i>no oído</i> . |

Tabla 2: Instrucciones para MAGIC

Una vez completada la fase de instrucción, comienza la prueba. Según la edad y la capacidad física y mental del paciente, la fase de prueba puede ser totalmente manejada por el paciente (es decir, el paciente ingresa la respuesta) o con asistencia del examinador. Se recomienda la supervisión constante de un examinador calificado.

El progreso de la prueba se muestra en un estante, donde se selecciona el animal para cada etapa de la prueba (opción para MAGIC Audio). Durante la prueba, por favor compruebe que el paciente siga las instrucciones correctamente. Si tiene alguna sospecha de que el paciente no entiende la tarea (por ej. presiona el animal saludable luego de un tono mudo, o presiona la pantalla al azar) puede reiniciar la prueba o repetir la fase de instrucción (opción en *ajustes* ⑤) (MAGIC Audio). También puede eliminarse una respuesta previa del paciente presionando el botón de *deshacer* ④ al pie de página (presione el botón de apagado/encendido para mostrar el pie de página)

El encabezado muestra información sobre la prueba en curso, incluyendo niveles de estimulación y respuesta del paciente (ver *Tabla 3*). Por ejemplo, el encabezado en la *Figura 6* muestra que la prueba está en la fase de instrucción con un tono presentado a 50 dB HL al presionar la barriga del animal. El estímulo previo, que fue presentado a 60 dB HL, fue oído por el paciente. Si sospecha que el paciente puede aprovecharse de la información presentada en el encabezado, desactive la información sobre el nivel en curso en los ajustes (también es posible hacerlo durante la prueba para MAGIC Audio mediante el botón de *ajustes* ⑤).



| Estímulo | Fase de prueba | Nivel actual | Modo MAGIC | Nivel previo | Respuesta |
|------------------------------------|-------------------------------|------------------------|---------------|------------------------|---|
| S: continuo F: warble (tono FM) | I: Instrucción M: Medición | Valor [dB HL], mudo | Audio, Screen | Valor [dB HL], mudo |  oído  no oído |

Tabla 3: Información en el encabezado de MAGIC

Al comienzo de la fase de prueba, y al terminar la prueba para una frecuencia, el paciente puede seleccionar un nuevo animal (ver *Figura 6 - derecha*). El operador puede decidir en qué orden se seleccionan los animales (es decir, si los selecciona el paciente o el examinador).

Una vez que terminó la prueba, para MAGIC Screen se muestra el resultado en una tabla (ver *Figura 7*) con símbolos para oído (4), no oído (6), y símbolos para omitido/no examinado (5). En el caso de MAGIC Audio se presentan como un audiograma. Para MAGIC Audio pueden volverse a examinar frecuencias específicas. Puede ser necesario volver a examinar si se muestra una respuesta equivocada del paciente. Un signo “?” en el audiograma, debajo de la frecuencia correspondiente, representa una respuesta equivocada. El número de respuestas equivocadas se muestra debajo del “?” (7). Otro motivo para volver a examinar una frecuencia puede ser un valor atípico en el audiograma. En la pantalla de resultados de MAGIC Audio, puede ver los detalles de la prueba presionando la frecuencia respectiva en el audiograma. Se muestran las respuestas en la frecuencia seleccionada (en este ejemplo: 25 dB HL; oído, 5 dB HL: no oído, 15 dB HL: oído, mudo: no oído, 10 dB HL: oído; prueba finalizada y umbral determinado a 10 dB HL). La línea gris marca el nivel mínimo configurado en los ajustes del módulo.

Por favor tenga en cuenta que el pie de página no está visible durante la prueba. Puede activarlo presionando brevemente el botón de apagado/encendido.

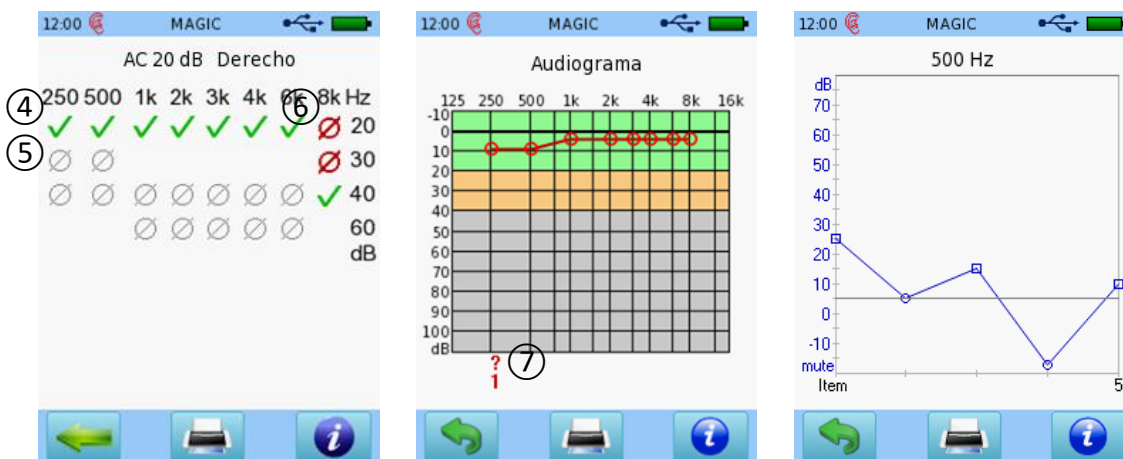


Figura 7: Resultados MAGIC (izquierda: MAGIC Screen; centro: MAGIC Audio; derecha: detalles MAGIC Audio)

RESULTADOS DE ESTUDIOS

Un estudio multicentro fue realizado en conjunto por el Departamento para Trastornos de la Comunicación, Departamento de ORL del hospital de la Escuela de Medicina de la Universidad de Mainz (Alemania), la Clínica de ORL de la Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München (Alemania), y en el Cyprus Audiology Centre Nicosia (Chipre) (Schirkonyer *et al.*, 2010b, 2011) para investigar la viabilidad y confiabilidad de MAGIC. Se realizaron pruebas con MAGIC en 108 niños de 3 años, 6 a 11 años, y 11 años, en frecuencias 0,5; 1; 2; 4 kHz ($n = 82$) y también en 0,25; 3; 6; 8 kHz ($n = 26$). Además, se realizó estimación de umbral auditivo utilizando funciones DPOAE I/O en 36 de los niños mencionados. Se registraron funciones DPOAE I/O en las frecuencias $f_2 = 1; 1,5; 2; 3; 4$ y 6 kHz con niveles de tonos primarios L_2 en el rango de 10 a 65 dB SPL. Se estimaron los umbrales por análisis de regresión lineal. Los niveles de los tonos primarios L_1 y L_2 se establecieron conforme al paradigma de la tijera. La relación de frecuencia f_2/f_1 utilizada fue 1,2. Tanto MAGIC como las funciones DPOAE

I/O se midieron con el equipo Sentiero. Como comparación, se determinaron umbrales de tonos puros utilizando audiometría por juego en las frecuencias correspondientes. Se encontró una correlación altamente significativa ($p < 0.001$) entre los umbrales obtenidos con la prueba con base en imágenes (MAGIC) y los de la audiometría por juego. El coeficiente de correlación ($n = 1247$) fue $r = 0.73$. El histograma de la diferencia entre la audiometría con base en imágenes y la audiometría por juego mostró una distribución normal. La diferencia media fue $-1,5 \pm 9,6$ dB. El tiempo de prueba por frecuencia (un oído) fue en promedio 30 s, con un rango desde 14 hasta 91 s. El tiempo de prueba disminuyó a medida que aumentaba la edad. Los umbrales de tonos puros obtenidos con MAGIC y los umbrales estimados con DPOAE fueron también significativos ($p < 0,005$) con un coeficiente de correlación de $r = 0,60$.

LITERATURA

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

3.1.4 Pruebas de Inteligibilidad del Habla: Información General

Las pruebas analíticas del habla evalúan el nivel fonético de la percepción del habla. Reflejan el procesamiento auditivo de sonidos de habla individuales. Estas pruebas tienen el objetivo de evaluar la percepción de consonantes y vocales en palabras simples o contextos similares a palabras. Por ejemplo, las consonantes se presentan dentro de un fonema sin significado en un formato vocal-consonante-vocal (VCV) (por ej. en SUN: aga, afa, asa). Las vocales se presentan en un formato CVC, utilizando consonantes oclusivas, con la primera y segunda consonantes fijas (por ej. en inglés bid, bed, bad).

Las pruebas con palabras determinan la habilidad para reconocer lenguaje. Estas pruebas tienen el objetivo de evaluar la mayor calificación alcanzable a un nivel de habla óptimo o evaluar la pérdida en una calificación de reconocimiento a un nivel de habla dado. En este sentido, determinan el trastorno auditivo real para estímulos de lenguaje realistas que representan palabras utilizadas habitualmente, tales como palabras monosilábicas, bisilábicas (por ej. lastre, molde) o números de dos dígitos (por ej. 21, 45, 97). Los valores de reconocimiento de palabras individuales, es decir, el porcentaje de palabras que el paciente oye y repite correctamente para cada nivel de habla presentado, se muestran en el formato de audiograma del habla. Puede proveerse un valor específico, por ej., nivel de audición a una inteligibilidad de 50%, como umbral de reconocimiento de habla. Los niveles iniciales del habla pueden derivarse del umbral auditivo individual a una frecuencia específica (por ej. 0,5 kHz, ver ATP, MAGIC) más un offset fijo. El promedio entre los umbrales de tonos puros en 0,5, 1; y 2 kHz (índice de Fletcher) debe estar cerca del umbral de reconocimiento de habla (para palabras bisilábicas). Si el umbral promedio de tonos puros es significativamente mejor que el umbral de reconocimiento de habla (para palabras bisilábicas), debe considerarse la posibilidad de un trastorno central.

Las pruebas de logaudiometría pueden realizarse con auriculares, auriculares de inserción, y parlantes. Los parlantes se utilizan especialmente en el caso de pacientes con audífonos u otros aparatos de amplificación que impiden el uso de auriculares o auriculares de inserción.

En general, las pruebas de logaudiometría pueden utilizarse para determinar inteligibilidad del habla en silencio o en ruido (por ej. con ruido ipsilateral) o para evaluar la eficacia de la calibración de audífonos, examinando al paciente con y sin el audífono. En comparación a la audiometría de tonos puros, la logaudiometría examina el procesamiento auditivo en un nivel cognitivo más alto: no solamente la audición, sino también la comprensión.

Especialmente en el caso de logaudiometrías con palabras reales, las listas deben ser apropiadas para el paciente examinado y por lo tanto se deben considerar la edad y las habilidades de lenguaje del paciente (es decir, palabras que debería conocer). Por favor tenga en cuenta también que el lenguaje evoluciona y que algunas palabras utilizadas en el pasado pueden ser obsoletas (también dependiendo de la edad). Más aún, los resultados de la prueba dependen del hablante (por ej. voz masculina o femenina) y la pronunciación y acentuación de las palabras. Como regla general, las pruebas de logaudiometría deben realizarse en el idioma nativo del paciente. De no seguir estas reglas, el resultado puede no reflejar el estado de audición real. Por favor tenga en cuenta que si el examinador evalúa si la respuesta es correcta, su capacidad de audición y lenguaje también afectan el resultado.

Los equipos Senti y Sentiero ofrecen varias pruebas de logaudiometría, tales como SUN, MATCH, y las plataformas de logaudiometría UST, Logaudiometría con reproductor de CD, y Habla en vivo, que se explican en las secciones siguientes.

3.1.5 Comprensión de habla en ruido (SUN)

METODOLOGÍA

SUN es una prueba rápida, manejada por el paciente, de habla en ruido, diseñada específicamente para el screening de trastornos auditivos en adultos y pacientes de edad avanzada, utilizando una serie de consonantes intervocálicas (VCVs). La comprensión de habla en ruido es la dificultad de audición que los adultos experimentan con mayor frecuencia (Kramer *et al.*, 1998). Esta prueba puede utilizarse también para otros pacientes cooperativos. La prueba está diseñada de manera tal de ser autoconvinciente, rápida y con poca carga cognitiva.

El objetivo de la prueba es el reconocimiento de logatomo en ruido, específicamente la identificación de consonantes, y por lo tanto una evaluación temprana de pérdida de audición en frecuencias altas. La prueba es totalmente automatizada. Se muestran tres grupos de VCVs (por ej. aFa, aGa, aSa) en la pantalla táctil. Los VCVs se presentan a través de los auriculares, auriculares de inserción o parlantes en diferentes relaciones de señal-ruido. El paciente debe seleccionar la combinación correcta en la pantalla. Existen grabaciones con hablantes de diferentes idiomas (tales como italiano, alemán, inglés¹) y con diferentes representaciones de caracteres (tales como latino, griego, farsi, hindi, cirílico).

Existen dos opciones para la prueba SUN:

- **SUN Predefinido** permite realizar la prueba con grupos predeterminados de relación señal-ruido (SNR), es decir, la prueba comienza a un nivel determinado de SNR, y durante la prueba se reduce la SNR después de un número fijo de palabras. La secuencia de las palabras es fija, optimizada en relación a la inteligibilidad de los VCVs. El nivel de habla permanece constante durante toda la prueba. La prueba determina una calificación dependiendo del número de respuestas correctas (Paglialonga *et al.*, 2011a,b).
- **SUN Adaptativo** permite realizar la prueba con SNR adaptativo (similar a Kaernbach, 1991). El nivel de habla disminuye después de una respuesta correcta y aumenta después de una respuesta incorrecta. El nivel de ruido permanece constante durante toda la prueba. Se muestra un botón adicional de signo de interrogación que puede presionarse si el paciente no entendió el logatomo. El resultado de esta prueba muestra umbrales de SNR.

USO PRÁCTICO

Seleccione *SUN* en la pantalla de selección de módulos. Si su equipo tiene licencia para más de una prueba de logaudiometría, encontrará *SUN* en la sección *Habla*. De ser necesario, cambie los parámetros (por ej. modo de prueba, nivel de prueba, tipo de ruido de enmascaramiento, idioma, tipo de caracteres). Asegúrese de seleccionar un idioma y tipo de caracteres que le resulten familiares al paciente.

Antes de comenzar la prueba, deben darse las instrucciones al paciente sobre cómo proceder. Verá tres opciones diferentes de VCV en la pantalla. Pero la voz que oírás solamente dice uno de los tres. El paciente escuchará una muestra de habla. Después de presentada la muestra, se le pide al paciente que presione el botón que corresponde a la *palabra* que entendió. Si no entendió la palabra, el paciente debe intentar adivinar y presionar cualquier botón (SUN Predefinido) o el botón de *signo de*

¹ Por favor pregunte a PATH medical sobre los idiomas disponibles.

interrogación en el caso de SUN Adaptativo (ver *Figura 8*). Asegúrese de que el paciente ha entendido las instrucciones.

Para acostumbrar al paciente a las *palabras*, puede comenzarse la prueba con una fase de instrucción (debe activarse modo *Instrucción* en los ajustes). En la fase de instrucción, se presentan algunos de los logatomos de la prueba sin ruido. Prosiga a la fase de prueba si el paciente se ha familiarizado con la tarea.

Antes de comenzar la fase de instrucción o de prueba, asegúrese de que haya un transductor válido conectado (auriculares, auriculares de inserción o parlantes) y seleccione el oído a examinar. Comience la instrucción o la prueba. Por favor tenga en cuenta que durante la prueba *SUN Predefinido*, las respuestas iniciales no cuentan para el resultado final.

Según la edad y capacidades físicas/mentales, la prueba puede ser manejada totalmente por el paciente (es decir, el paciente ingresa la respuesta) luego de la instrucción, o con asistencia del examinador. Se recomienda la supervisión continua de un examinador calificado.

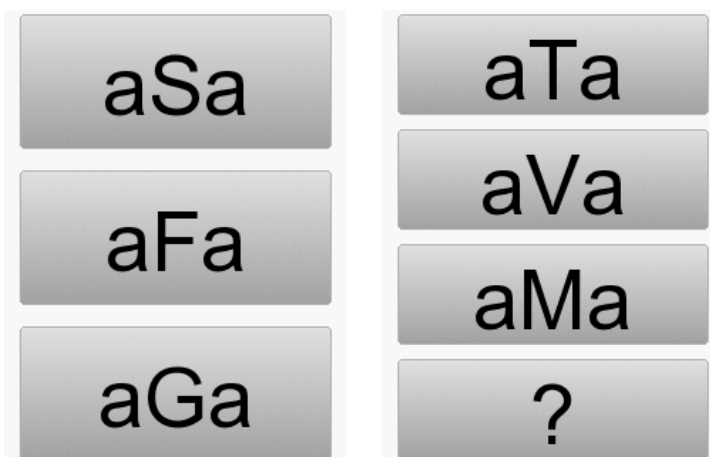


Figura 8: Interfaz del usuario para SUN Predefinido (izquierda) y SUN Adaptativo (derecha)

Al terminar la prueba, en el caso de SUN Predefinido se muestra la calificación como un semáforo (ver *Figura 9 - izquierda*) o para SUN Adaptativo como un umbral de SNR junto con una calificación y un semáforo (ver *Figura 9 - medio/derecha*).



Figura 9: Resultados de SUN (izquierda: SUN Predefinido; medio: SUN Adaptativo con visualización de semáforo; derecha: SUN Adaptativo con visualización de desarrollo de SNR)

Al presionar sobre la pantalla de resultados, se muestra también un gráfico que muestra el desarrollo de la prueba. Las tres opciones de la luz de estado en el semáforo indican lo siguiente: verde para capacidad auditiva dentro del rango normal, amarillo para capacidad auditiva que puede estar por debajo del rango normal, rojo para capacidad auditiva muy por debajo del rango normal. Los límites entre grupos de rango de audición varían según el idioma seleccionado.

Por favor tenga en cuenta que el pie de página no está visible durante la prueba. Puede activarlo presionando brevemente el botón de apagado/encendido.

RESULTADOS DE ESTUDIOS

El Instituto de Ingeniería Biomédica (IsIB) de Milán, Italia, realizó un estudio sobre la eficacia de SUN (modo predefinido) para screening auditivo en adultos (Paglialonga *et al.*, 2011a). El estudio se realizó en 1273 adolescentes y adultos (13 a 89 años de edad) con diferentes grados de umbrales audiométricos, incluyendo SUN (modo predefinido) en idioma italiano y audiometría de tonos puros en 1, 2 y 4 kHz como referencia. Las pruebas se realizaron en ambientes tanto con ruido ambiental bajo como alto. Después de la prueba, se pidió a los pacientes que completaran un cuestionario para evaluar la dificultad de la tarea, la duración de la prueba y la calificación general. El resultado principal del estudio fue que SUN es adecuado para screening auditivo en adultos debido a las siguientes conclusiones detalladas: El resultado general de SUN coincidía con la audiometría de tonos puros, con buena correlación entre las tres categorías de SUN (semáforo) y tres clases de ATO definidas específicamente. El desempeño en la prueba fue similar en todos los pacientes, independientemente de su edad. El desempeño de la prueba no fue afectado por niveles de ruido ambiental de hasta 65 dB(A), de manera tal que la prueba puede realizarse inclusive en ámbitos no clínicos, donde generalmente el ruido ambiente no está controlado (por ej. oficinas de audioprotesistas). El tiempo de prueba fue muy breve, con un promedio de 2 minutos para ambos oídos. Incluso los adultos mayores lograron en general completar la prueba dentro de 1 minuto por oído. Esto se considera un factor importante para una prueba de screening auditivo, dado que a medida que aumenta el tiempo de prueba, se produce mayor falta de atención y fatiga. La carga cognitiva fue baja, y la aceptación de la prueba fue muy alta. Aproximadamente 85% de los pacientes consideraron la prueba fácil o apenas difícil. 95% de los pacientes consideraron la duración de la prueba como corta o aceptable. Más de 90% de los pacientes calificaron a la prueba SUN como placentera o neutral.

Un estudio posterior (Paglialonga *et al.*, 2013) extendió los datos mencionados arriba realizando la prueba SUN (modo predefinido) en más de 6000 pacientes. SUN resultó muy confiable, con buena correlación con la audiometría de tonos puros y los problemas auditivos reportados por los pacientes. La sensibilidad y especificidad de la prueba para identificar trastornos auditivos que provocan dificultades fue de 84% y 75%, respectivamente. El tiempo promedio de prueba fue de menos de 1 minuto por oído.

LITERATURA

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

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

3.1.6 Logaudiometría para niños con base en imágenes (MATCH)

METODOLOGÍA

MATCH es una prueba de inteligibilidad del habla interactiva con base en imágenes, que puede realizarse en silencio o en ruido. La prueba se basa en el Mainzer Kindersprachtest I (logaudiometría para niños en alemán), que utiliza palabras mono- y bisilábicas presentadas en tarjetas con imágenes. Las desventajas del Mainzer Kindersprachtest I eran que el número de palabras no era suficiente, las palabras y las imágenes no estaban actualizadas, y las palabras no correspondían al vocabulario habitual de un niño de 2 años de edad.

MATCH consiste en 26 palabras que corresponden al vocabulario habitual de un niño de dos años de edad (ver *Figura 10*). Si bien la prueba ha sido diseñada especialmente para niños, puede realizarse también en otros pacientes cooperativos. Las palabras fueron seleccionadas conforme a estudios recientes sobre el vocabulario de niños pequeños (Suchodoletz and Sachse, 2008). La distribución de fonemas en la prueba en alemán muestra buena concordancia con el alemán coloquial (Schiel, 2010; Schirkonyer *et al.*, 2014). Los ítems de la prueba pueden presentarse en dibujos y no son específicos por género. Dibujos simples, adecuados para niños, representan las palabras (por ej. pato, leche, coche, etc.) de manera tal que el paciente no necesita saber leer, solamente tiene que identificar la imagen correcta. La prueba está diseñada como una prueba cerrada (es decir, un número limitado de alternativas que pueden seleccionarse) debido a que se considera que una prueba abierta puede resultar demasiado difícil para niños muy pequeños. Se presentan cuatro dibujos simultáneamente en la pantalla táctil. Uno de ellos corresponde a la palabra dicha. Si el paciente no entendió la palabra, no necesita adivinar, puede presionar el botón “?”. La presentación del sonido comienza al presionar una “caja mágica”. Una vez que el paciente ha ingresado la respuesta, la prueba continúa hasta que se hayan presentado todos los objetos. La prueba es completamente azarosa, es decir, la secuencia de palabras y las alternativas son elegidas al azar, de manera tal que puede repetirse la prueba con el mismo paciente. Es posible realizar la prueba con un fragmento de la lista completa. Por ejemplo, si el niño no conoce algunas de las palabras, éstas pueden eliminarse de la prueba.



Figura 10: Imágenes de MATCH (de izquierda a derecha: 1) mono, manzana, ojo, coche, oso, pelota, árbol, 2) cama, bote, manteca, huevos, pato, pepino, pelo 3) conejo, pantalones, luz, leche, boca, nariz, oreja 4) abuelo, caballo, puerta, reloj, agua)

MATCH está disponible también con ruido ipsilateral adicional con un nivel fijo de ruido de 65 dB. Este modo evalúa la inteligibilidad del habla en ruido, siguiendo el mismo procedimiento que sin ruido. Se ha mostrado que el umbral de inteligibilidad de habla en ruido es más sensible para detectar pérdida auditiva (Leensen *et al.*, 2011). La prueba con ruido ipsilateral es adecuada para niños mayores y adultos.

Existen dos opciones para MATCH:

- **MATCH Fijo** permite realizar la prueba con un nivel de habla fijo. La prueba determina una calificación conforme al número de respuestas correctas.
- **MATCH Adaptativo** permite realizar la prueba con presentación de habla a nivel adaptativo. El nivel de habla disminuye después de una respuesta correcta y aumenta después de una respuesta incorrecta. La prueba determina un umbral de reconocimiento de habla de 71,4% en silencio (sin ruido ipsilateral) o en ruido (con ruido ipsilateral).

Datos normativos han sido recolectados y presentados en Bohnert *et al.* (2013), Zoth *et al.* (2013) y Schirkyner *et al.* (2014). La Guía Rápida de MATCH (100800-24) provee una explicación más detallada.

USO PRÁCTICO

Seleccione *MATCH* en la pantalla de selección de módulos. Si su equipo tiene licencia para más de una prueba de logaudiometría, encontrará *MATCH* en la sección *Habla*. De ser necesario, cambie los parámetros (por ej. modo de prueba, nivel de prueba (MATCH Fijo) / rango de niveles de prueba (MATCH Adaptativo), ruido de enmascaramiento, idioma, items). Asegúrese de seleccionar un idioma

que le resulte familiar al paciente². Active o desactive el ruido de enmascaramiento si desea evaluar la inteligibilidad de habla en ruido o en silencio, respectivamente.

Asegúrese de que haya un transductor válido conectado (auriculares, auriculares de inserción o parlantes) y comience la prueba seleccionando el oído a examinar. Al comenzar la prueba, explíquelo al paciente cómo debe proceder. Dígale al niño que hay una caja mágica en la pantalla del equipo, y que su tarea es descubrir qué hay dentro de la caja. Una instrucción típica puede seguir los pasos presentados en la *Tabla 4*. La instrucción se explica también en la asistencia en línea del equipo.

| Instrucción del examinador | Tarea para el examinador |
|---|--|
| <i>La caja mágica puede contener distintas cosas.</i> | Muéstrele al paciente cómo presionar la caja con los signos de interrogación verdes (ver <i>Figura 11 - ①</i>). |
| <i>Presiona sobre la caja mágica y escucha con atención para saber qué hay ahora dentro de la caja.</i> | Pídale al paciente que presione la caja mágica. Una vez hecho esto, aparecerán las alternativas de respuesta. (ver <i>Figura 11 - ③</i>) |
| <i>¿Oíste lo que hay dentro de la caja? Si no oíste lo que hay dentro de la caja presiona el signo de interrogación verde al pie de la página. Si lo oíste, muéstrame lo que hay dentro de la caja.</i> | El paciente le informará si ha o no entendido la palabra. Muéstrele al paciente el botón con el signo de interrogación verde y cómo presionar la imagen con la respuesta correcta. |

Tabla 4: Instrucciones para MATCH

Por favor tenga en cuenta que solamente se puede ingresar la respuesta después que se ha presentado la palabra. Durante la presentación de las palabras, el botón con el signo de interrogación ② está desactivado y no se puede ingresar la respuesta.



Figura 11: Interfaces del usuario para MATCH (izquierda: presentar el estímulo; derecha: alternativas de respuesta)

En el encabezado se proporciona información sobre el estado actual de la prueba, incluyendo niveles de estimulación y respuesta del paciente (ver *Tabla 5*). Por ejemplo, el encabezado en la *Figura 11* (imagen de la derecha) muestra que la palabra se presentó a 40 dB HL. La respuesta correcta es la de

² Por favor pregunte a PATH MEDICAL sobre los idiomas disponibles.

la imagen inferior derecha (puerta). Ya se ha evaluado un ítem. La palabra anterior fue seleccionada correctamente por el paciente.

| Nivel de habla | Palabra correcta | Nivel actual | Respuesta |
|-----------------|--|------------------------------|---|
| Valor [dB HL] ④ | Índice de posición de la imagen ⑤: 0 2 1 3 | Número de ítems examinados ⑥ | <div style="display: flex; align-items: center;"> <div style="width: 15px; height: 15px; background-color: green; margin-right: 5px;"></div> ítem correcto seleccionado <div style="width: 15px; height: 15px; background-color: red; margin-right: 5px; margin-top: 5px;"></div> ítem incorrecto seleccionado ⑦ </div> |

Tabla 5: Información en el encabezado de MATCH

Si sospecha que el paciente puede aprovecharse de la información del encabezado, desactívela en los ajustes antes de comenzar la prueba.

Según la edad y capacidades físicas/mentales, la prueba puede ser manejada totalmente por el paciente (es decir, el paciente presenta el estímulo e ingresa la respuesta) luego de la instrucción, o con asistencia del examinador. Se recomienda la supervisión continua de un examinador calificado.

Durante la prueba, hay algunas opciones específicas disponibles al conectar el botón de respuesta del paciente. El botón de respuesta debe en este caso ser manejado por el examinador. El examinador puede volver a presentar una palabra presionando brevemente el botón, y puede deshacerse una respuesta anterior (por ej. si el paciente quiere corregir una respuesta luego de ingresada) presionando el botón durante unos 2 segundos.

Una vez terminada la prueba, los resultados se muestran como una calificación para MATCH fijo (ver Figura 12) y como un audiograma del habla para MATCH Adaptativo (función estimada de discriminación) con un umbral de reconocimiento de habla (ver Figura 13). Al presionar sobre la pantalla del resultado, se muestran también el desarrollo del nivel de habla y el tiempo de reacción, y el protocolo de medición. El protocolo de medición muestra una lista de todas las palabras presentadas, las alternativas presentadas, y la respuesta del paciente. El gráfico del desarrollo de la prueba puede ayudar a evaluar la confiabilidad de la prueba, mientras que el protocolo de la prueba brinda información sobre problemas, por ej. con discriminación de fonemas específicos.



Figura 12: Resultados de MATCH Fijo (izquierda: calificación en silencio; derecha: calificación en ruido)



Figura 13: Resultados de MATCH Adaptativo en silencio (izquierda: audiograma del habla y función de discriminación; centro: desarrollo del nivel de habla (símbolos azules) y tiempo de reacción (símbolos verdes; derecha: protocolo de medición con selección de palabras)

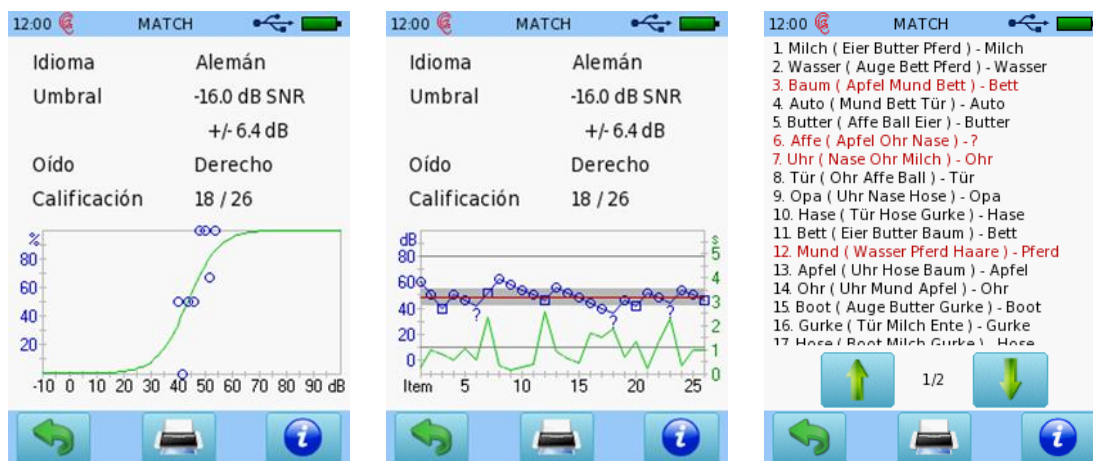


Figura 14: Resultados de MATCH Adaptativo en ruido (izquierda: audiograma del habla y función de discriminación; centro: desarrollo del nivel de habla (símbolos azules) y tiempo de reacción (símbolos verdes; derecha: protocolo de medición con selección de palabras)

RESULTADOS DE ESTUDIOS

Se realizó un estudio para evaluar el desempeño de la prueba MATCH en niños en el Departamento para Trastornos de la Comunicación, Departamento de ORL del hospital de la Escuela de Medicina de la Universidad de Mainz, Alemania (Bohnert *et al.*, 2013; Schirkonyer, 2013; Schirkonyer *et al.*, 2014). En este estudio, se realizaron audiometrías de tonos puros y MATCH con el equipo Senti Desktop en 111 niños (213 oídos) de 2 a 6 años y de 6 a 9 años. De éstos, 157 oídos presentaron audición normal, mientras que 56 oídos tenían trastornos de audición. Algunos niños presentaron trastornos auditivos unilaterales. Para el estudio, se definió audición normal como Pasa en el screening a 30 dB HL en 0,5; 1; 2; 4; y 6 kHz. En el caso de detectar un No Pasa, se determinaron los umbrales auditivos mediante las funciones extrapoladas DPOAE I/O. Todas las pruebas se realizaron en una habitación silenciosa con ruido ambiente < 50 dB(A) o en una cabina. Los datos de los pacientes se dividieron en tres grupos de edades (Grupo 1: 2;6-4;3 años, Grupo 2: 4;3-5;6 años, Grupo 3: 5;5-6;9 años). Los umbrales de reconocimiento de habla al 50 % fueron $29,4 \pm 1,2$ (Grupo 1), $27,8 \pm 0,9$ (Grupo 2) y $25,4 \pm 0,8$ dB HL (Grupo 3), mientras que los umbrales de reconocimiento de habla al 71,4 % fueron $38,2 \pm 1,0$ (Grupo

1), $34,9 \pm 0,7$ (Grupo 2) y $31,1 \pm 1,0$ dB HL (Grupo 3), es decir, los umbrales de reconocimiento de habla disminuyeron levemente al aumentar la edad. El promedio de duración de la prueba fue 4,0 (Grupo 1), 3,4 (Grupo 2), y 3,1 minutos por oído (Grupo 3), es decir, la duración de la prueba disminuyó al aumentar la edad. La estabilidad al repetir la prueba ($n = 79$) fue buena, con una correlación de $r = 0.89$. Al comparar umbrales promedio de tonos puros en 0,5; 1; y 2 kHz con umbrales de reconocimiento de habla en MATCH al 71.4 % ($n = 55$) se encontró una buena correlación, de $r = 0.81$.

LITERATURA

- Bohnert A, Schirkonyer V, Harmuth C, Leonhard K, Janssen T, Keilmann A (2013): Was ist neu am Neuen Mainzer Kindersprachtest? (in German: What is new with the Mainzer speech test for children), ADANO annual meeting.
- Leensen MC, de Laat JA, Snik FM, Dreschler WA (2011): Speech-in-noise screening tests by internet, part 2: improving test sensitivity for noise-induced hearing loss, *International Journal of Audiology* 50(11), p. 835-848.
- Schiel F (2010): 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](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 Logaudiometría: Universal Speech Test (UST)

METODOLOGÍA

El test Universal del Habla (Universal Speech Test - UST) proporciona una plataforma para logaudiometría que se realiza presentando palabras (organizadas en listas) a diferentes niveles de habla con el objetivo de determinar un umbral de reconocimiento de habla del 50%, y opcionalmente un nivel de discriminación máxima, que puede llegar hasta el 100%. Esta prueba consta de tres fases: (1) fase de audición de voz (opcional) para determinar el nivel al cual una palabra o voz humana en general puede oírse pero no entenderse, (2) fase de comprensión de palabras (opcional) para determinar el nivel al cual el paciente comienza a entender las palabras y (3) la fase de prueba que permite determinar calificaciones de reconocimiento de palabras a diferentes niveles de habla. Las fases opcionales preliminares a la prueba pueden utilizarse para determinar el nivel inicial para la fase de prueba. Alternativamente, pueden utilizarse datos de umbrales de audiometría (por ej. el umbral promedio de audición en 0,5; 1 y 2 kHz). La logaudiometría tiene la opción de realizarse con ruido ipsilateral opcional para evaluar la inteligibilidad del habla en ruido. Puede utilizarse ruido contralateral para enmascaramiento, por ejemplo, en el caso de pacientes con pérdida auditiva unilateral o diferencias significativas en el umbral auditivo entre el oído izquierdo y el derecho. El uso previsto y el grupo recomendado de pacientes depende del material utilizado. El material habitual de logaudiometría incluye palabras monosilábicas, palabras bisilábicas y números de dos dígitos³.

Como ejemplo, el *Freiburger speech test* (Halbrock, 1953), una prueba de habla en adultos que se realiza comúnmente en Alemania, se explica a continuación. Por favor tenga en cuenta que otras pruebas del habla pueden utilizar otros tipos de palabras y pueden estar dirigidas a otros valores de reconocimiento del habla. El *Freiburger speech test* utiliza palabras monosilábicas de uso común (por ej. Ring, Spott, Farm, Hang ...) y números de dos dígitos generalmente con cuatro sílabas (por ej. 98, 22, 54 ...). Las listas de palabras se basan en las palabras utilizadas habitualmente en el momento en que fueron grabadas. Las listas fueron preparadas de manera tal que las palabras tengan una distribución fonética similar. La prueba consta de 20 listas de palabras con 20 palabras monosilábicas cada una y 10 listas de palabras con 10 números de dos dígitos cada una (ver DIN 45621-1). El *Freiburger speech test* puede dividirse en dos subpruebas. Ambas se realizan habitualmente sin ruido ipsilateral para determinar la comprensión de habla en silencio. La prueba de palabras monosilábicas tiene el objetivo de determinar valores individuales de reconocimiento de habla, es decir, el porcentaje de palabras que el paciente oye y repite correctamente a distintos niveles de habla (65, 80, 95, 110 dB SPL), que se muestran en el formato de un audiograma del habla. El objetivo de la prueba con números de dos dígitos es determinar una pérdida auditiva para números con una inteligibilidad del 50%. Los números se presentan a dos niveles de habla. El menor corresponde a la pérdida auditiva del paciente en 4 kHz, determinada por audiometría de tonos puros más 20 dB. El mayor debe establecerse a un nivel 5 dB por encima del nivel inicial. El nivel inicial del habla corresponde a la pérdida auditiva individual en 500 Hz, a partir del audiograma de tonos puros más 20 dB.

Para pacientes con audición normal, las palabras monosilábicas generalmente necesitan presentarse a niveles 10 – 20 dB más altos para lograr el mismo reconocimiento de habla que los números de dos dígitos (Brinkmann y Richter, 1997). Los pacientes con trastornos de audición pueden no alcanzar la calificación de 100% en reconocimiento de habla incluso en niveles de presentación altos. Pueden

³ Por favor contacte a PATH MEDICAL para información sobre las pruebas de logaudiometría disponibles dentro del marco de UST.

encontrarse los datos normativos para palabras monosilábicas y números de dos dígitos en DIN 45626-1.

USO PRÁCTICO

Seleccione *UST / Logaudiometría* en la pantalla de selección de módulos. Si su equipo tiene licencia para más de una prueba de logaudiometría, encontrará *Logaudiometría* en la sección *Habla*. De ser necesario, cambie los parámetros (por ej. ruido ipsilateral o ruido de enmascaramiento contralateral, nivel del ruido, fase de audición de la voz / comprensión de palabras). Asegúrese de seleccionar una prueba en un idioma con listas de palabras acorde a la capacidad de lenguaje del paciente.

Asegúrese de que haya un transductor válido conectado (auriculares, auriculares de inserción o parlantes) y comience la prueba seleccionando el oído a examinar. Antes de comenzar la prueba, explíquelo al paciente cómo debe proceder. Durante la fase de audición de la voz, el paciente debe responder si oye o no la voz. Durante la fase de comprensión de palabras, el paciente debe responder si ha entendido o no la palabra. El nivel de comprensión de palabras determinado se marca en el audiograma del habla como el nivel de habla más bajo con una calificación de cero. Durante la fase de prueba, el paciente debe repetir la palabra. El examinador debe determinar si la palabra fue entendida correctamente o no. Por favor tenga en cuenta que la prueba debe ser realizada por un examinador calificado con audición normal. El examinador debe presentar el estímulo e ingresar la respuesta. Esta prueba no está diseñada para ser manejada por el paciente.

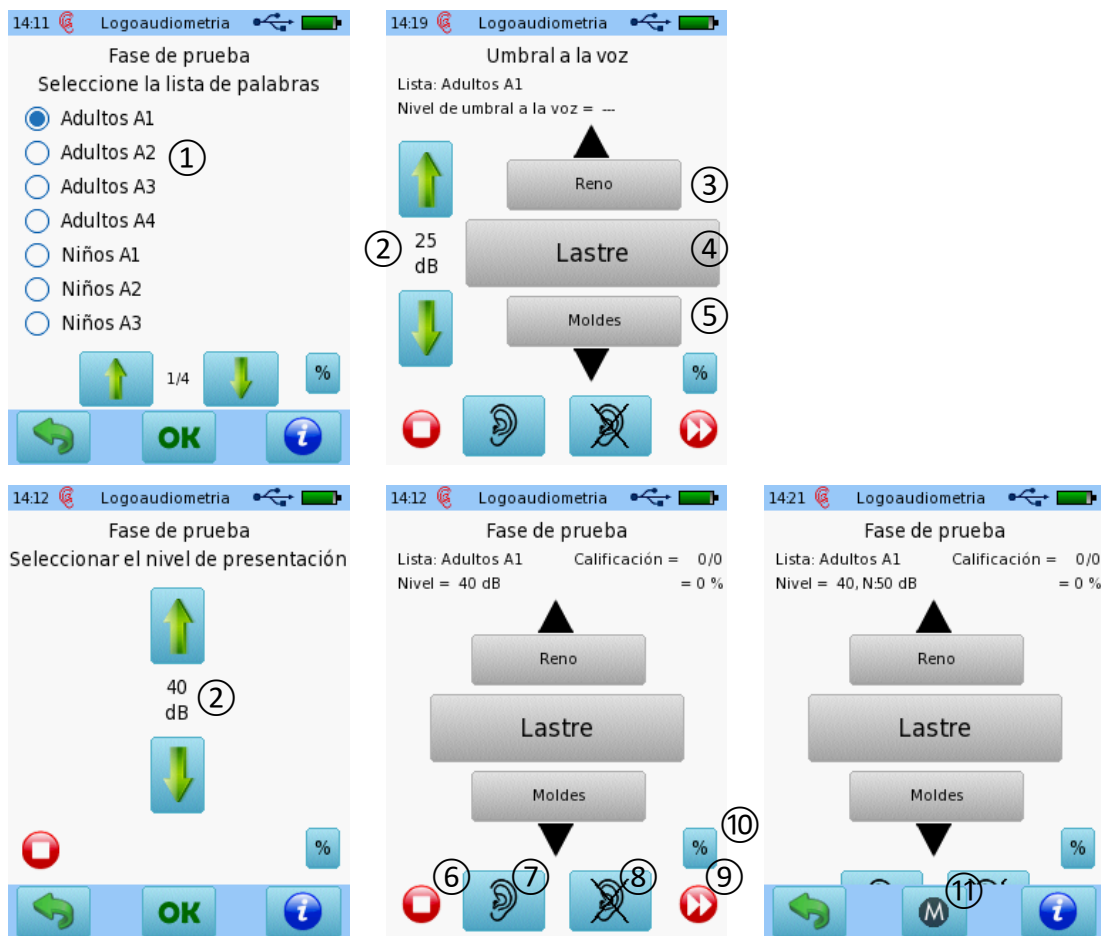


Figura 15: Interfaz del usuario para UST (superior izquierda: selección de lista de palabras; superior derecha: interfaz principal del usuario durante la fase de audición de voz; inferior izquierda: selección

de nivel durante la fase de prueba; inferior derecha: interfaz principal del usuario durante la fase de prueba)

Para cada fase previa a la prueba, y durante la prueba para cada nivel de habla examinado, debe elegirse una lista de palabras (ver Figura 15 - ①). Las listas de palabras ya seleccionadas aparecen en gris, pero pueden volver a elegirse. Asegúrese de que el paciente no conozca las palabras presentadas con anterioridad. Por lo tanto, durante la fase de prueba, seleccione una nueva lista de palabras para cada nivel de habla examinado. Una vez que se ha seleccionado la lista de palabras, ajuste el nivel de habla al necesario presionando los botones arriba/abajo ②. En la mayoría de las pruebas, generalmente se seleccionan múltiples niveles para determinar la calificación de reconocimiento de habla desde muy bajo (alrededor de 0 %) hasta muy alto (alrededor del 100 %).

Para presentar una palabra, presione sobre el botón grande que muestra la palabra ④. Si desea seleccionar otra palabra de la lista, puede navegar la lista de palabras utilizando los botones triangulares de arriba/abajo que están encima/debajo de la lista. Los botones más pequeños que muestran las palabras muestran la palabra anterior ③ y posterior ⑤ de la lista. Cuando se ha presentado la palabra y el paciente ha respondido, ingrese la respuesta del paciente (repetida correctamente: ⑦, no repetida correctamente: ⑧). Las palabras que ya han sido examinadas se muestran en color verde (repetida correctamente) o rojo (no repetida correctamente). Puede detenerse la prueba presionando el botón de parar ⑥. Las fases previas a la prueba o la prueba en curso pueden cancelarse presionando el botón de avanzar ⑨. Al apretar el botón de calificación ⑩ se muestra la pantalla de resultados en curso. Durante la prueba puede activar o desactivar el enmascaramiento presionando el botón de enmascaramiento ⑪ al pie de página.

Una vez terminada la prueba, se muestran los resultados en formato de audiograma de habla gráfico y tabular, junto con un umbral de reconocimiento de habla del 50% (ver Figura 16). Para cambiar de una visualización a otra, presione sobre la pantalla de resultados. Hay adaptaciones de resultados específicas para pruebas específicas (por ej. para *Freiburger*: ver Figura 17).

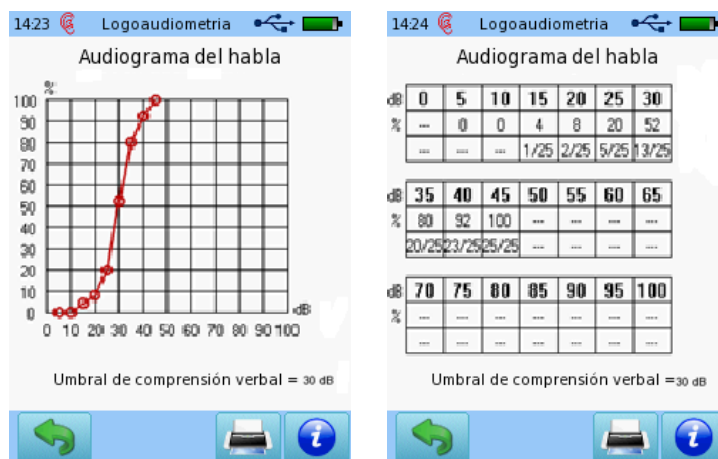


Figura 16: Resultados de Logoaudiometría (izquierda: gráfico del audiograma del habla; derecha: tabla de audiograma del habla)

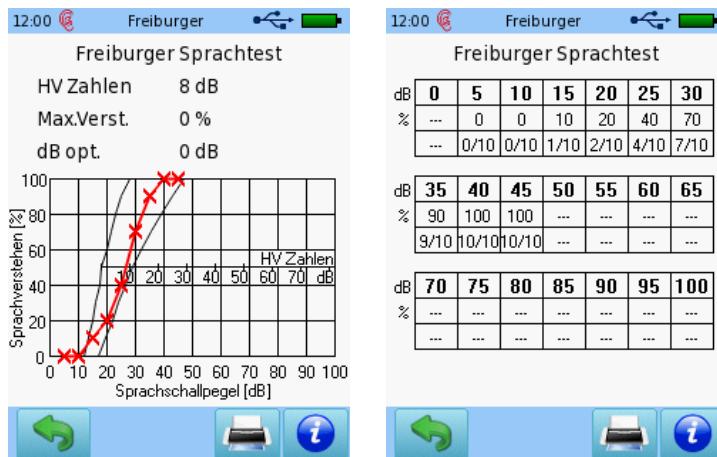


Figura 17: Resultados específicos de la prueba Freiburger (izquierda: gráfico del audiograma del habla; derecha: tabla de audiograma del habla)

Por favor tenga en cuenta que el pie de página no está visible durante la prueba. Puede activarlo presionando brevemente el botón de apagado/encendido.

Hay dos adaptaciones del procedimiento básico de UST descripto arriba para realizar pruebas específicas de logaudiometría.

La primera adaptación ofrece una interfaz de usuario que permite presentar palabras de una o varias listas de palabras a diferentes niveles de habla (ver Figura 18) para una determinación simplificada del umbral de habla. Este flujo de trabajo está disponible por ej. para las pruebas de habla *Spondees Children* o *Spondees Adults*. Una vez seleccionada la lista de palabras ①, el usuario cambia el nivel de habla hasta obtener un umbral de habla. El umbral de habla determinado ③ es el nivel establecido por el usuario al finalizar la prueba presionando el botón *detener* ②.



Figura 18: Interfaz de usuario UST para determinación simplificada de umbrales de habla (izquierda: selección de lista; centro: prueba con selección de nivel para determinación de umbral de habla; derecha: visualización de resultados)

La segunda adaptación es similar al procedimiento habitual para UST, pero permite seleccionar el nivel dentro de la pantalla principal (y no entre la selección de lista de palabras y la pantalla de prueba como se hace en el procedimiento habitual de UST) de manera que puede cambiarse el nivel mientras se utiliza una misma lista de palabras (ver Figura 19). Este flujo de trabajo está disponible por ej. para las

pruebas de habla NU-6, CID W-22, PBK-50, Maryland CNC, y Mots français CAD. El resultado de la prueba se presenta inicialmente como una tabla, pero puede cambiarse a un gráfico presionando sobre la pantalla de resultados.

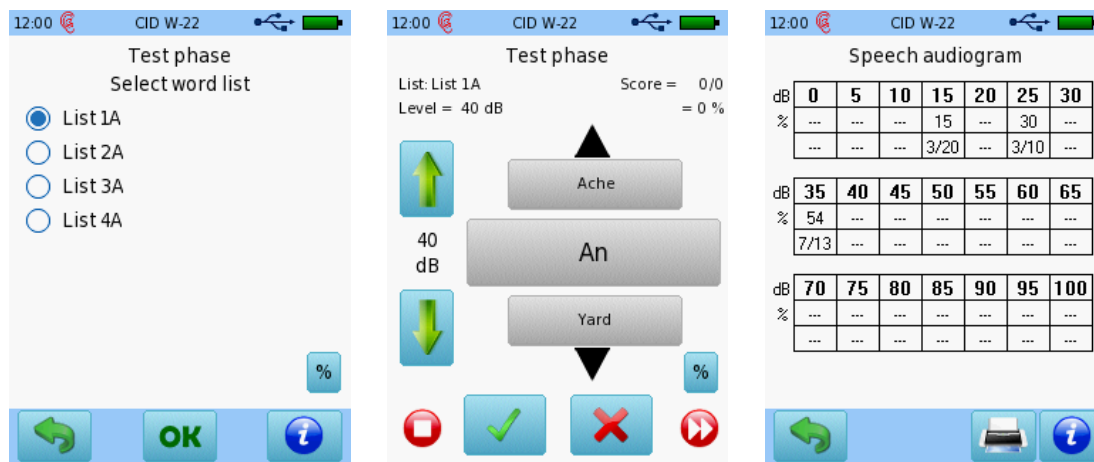


Figura 19: Adaptación de la interfaz de usuario UST para determinación de umbrales de habla con control de nivel mientras se utiliza una misma lista de palabras (izquierda: selección de lista; centro: prueba con selección de nivel y calificación; derecha: visualización de resultados inicial como una tabla)

LITERATURA

- American Speech-Language-Hearing Association (1988): Determining threshold level for speech, online: <http://www.asha.org/policy/GL2005-00014.htm>
- Brinkmann K, Richter U (1997): Ensuring reliability and comparability of speech audiometry in Germany, In: Speech Audiometry (editor: Martin M), Whurr Publishers Ltd., p. 106-130.
- Causey GD, Hood LJ, Hermanson CL, Bowling LS (1984): The Maryland CNC Test: Normative Studies, *Audiology* 23, p. 552-568
- DIN 45621-1: Sprache für Gehörprüfung - Teil 1: Ein- und mehrsilbige Wörter (in German: Word lists for recognition tests – part 1: monosyllabic and polysyllabic words).
- DIN 45626-1: Tonträger mit Sprache für Gehörprüfung - Teil 1: Tonträger mit Wörtern nach DIN 45621-1 (in German: Sound carrier with speech for recognition tests – part 1: sound carrier with word lists in accordance with DIN 45621-1 (recording 1969)).
- Hahlbrock KH (1953): Über Sprachaudiometrie und neue 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
- Schoepfliin 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>

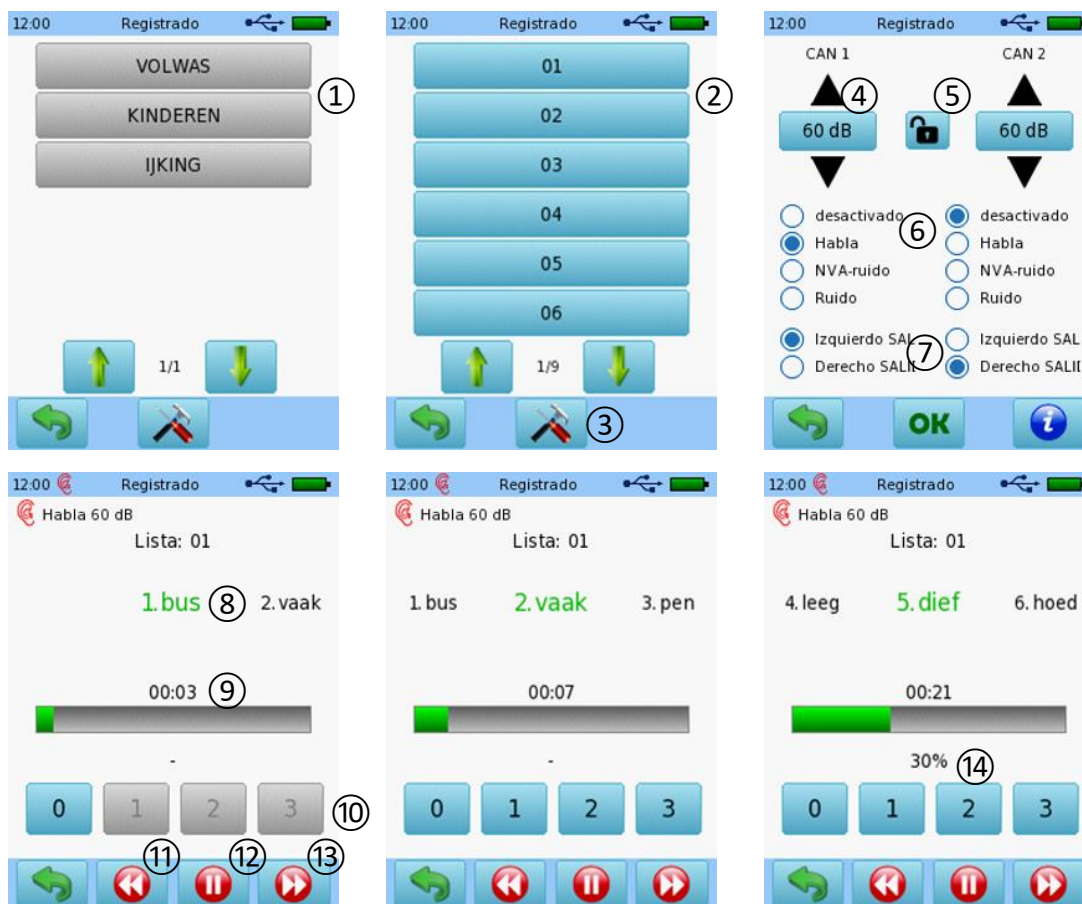
3.1.8 Logaudiometría con reproductor de CD

METODOLOGÍA

La logaudiometría con reproductor de CD provee una plataforma alternativa para pruebas de logaudiometría que siguen un flujo de trabajo habitual de presentar palabras organizadas en listas de palabras agrupadas en una pista de CD en uno o varios niveles de habla. La prueba puede realizarse en silencio o en ruido. Opcionalmente, puede aplicarse ruido de enmascaramiento contralateral. La logaudiometría con reproductor de CD permite seleccionar una pista de CD y presentar las palabras de esta lista con funciones de comenzar, detener y pausar. Puede establecerse una calificación para cada palabra presentada. La aplicación clínica y el grupo de pacientes previsto depende del material de habla utilizado⁴.

USO PRÁCTICO

Seleccione la sub prueba de Logaudiometría con reproductor de CD (CD player) en la pantalla de selección de módulos. Si su equipo tiene licencia para más de una prueba de logaudiometría, encontrará *Logaudiometría* en la sección *Habla*. Asegúrese de seleccionar una prueba en un idioma con listas de palabras acorde a la capacidad de lenguaje del paciente. A continuación, se explica como ejemplo el flujo de trabajo para la prueba de logaudiometría Dutch NVA (ver *Figura 20*).



⁴ Por favor contacte a PATH MEDICAL para información sobre las pruebas disponibles dentro del marco de Logaudiometría con reproductor de CD.

Figura 20: Interfaz de usuario para NVA (arriba izquierda: selección de lista; arriba centro: selección de pista; arriba derecha: configuración de salida de estímulo; abajo izquierda a derecho: interfaz de usuario de prueba en diferentes momentos dentro de una pista)

Asegúrese de que haya un transductor válido conectado (auriculares, auriculares de inserción o parlantes). Antes de comenzar la prueba, explíquelo al paciente cómo debe proceder. Durante la prueba, el paciente debe repetir la palabra. El examinador debe determinar si la palabra fue entendida correctamente o no. Por favor tenga en cuenta que la prueba debe ser realizada por un examinador calificado con audición normal. El examinador debe controlar la presentación del estímulo de ser necesario e ingresar la respuesta. Esta prueba no está diseñada para ser manejada por el paciente.

Inicialmente, el examinador debe seleccionar el material de logaudiometría adecuado. Cada botón ① selecciona un grupo de pistas del CD (por ej. con palabras para diferentes grupos de edades). Luego, puede seleccionarse la pista respectiva ② del grupo de pistas. Para establecer la configuración de salida del estímulo, presione el botón de *ajustes* ③. En el menú de ajustes, el usuario puede configurar la salida para los dos canales de estimulación. Puede establecerse el nivel de habla para cada canal presionando los botones de subir/bajar ④. Si desea cambiar los dos niveles simultáneamente puede bloquear los niveles de habla de los canales 1 y 2 presionando el botón de *bloquear* ⑤. Pueden configurarse el tipo de estímulo ⑥ y el oído ⑦ para cada canal. Una vez seleccionada la pista, la prueba comienza automáticamente presentando las palabras de la pista seleccionada a medida que avanza el CD. Durante la prueba, se muestran la palabra presentada ⑧ y el tiempo transcurrido. En cuanto se active, pueden presionarse los botones de *calificación* ⑩ en cualquier momento (para registrar el número de fonemas correctos en NVA). Puede interrumpirse la presentación presionando el botón de *pausa* ⑫. Para repetir la palabra o continuar a la siguiente presione los botones de *retroceder* ⑪ o *avanzar* ⑬. Al presionar el botón de *retroceder* dos veces, se regresa a la palabra anterior. La calificación ⑭ se muestra de acuerdo a la entrada del usuario. Al finalizar una pista, se guarda un único punto de datos para el audiograma de habla. Al salir de la prueba se muestra la pantalla de resultados como un audiograma de habla gráfico y tabular con un umbral de reconocimiento de habla de 50% y una calificación máxima (ver Figura 21). Presione sobre el gráfico/tabla para cambiar de visualización.

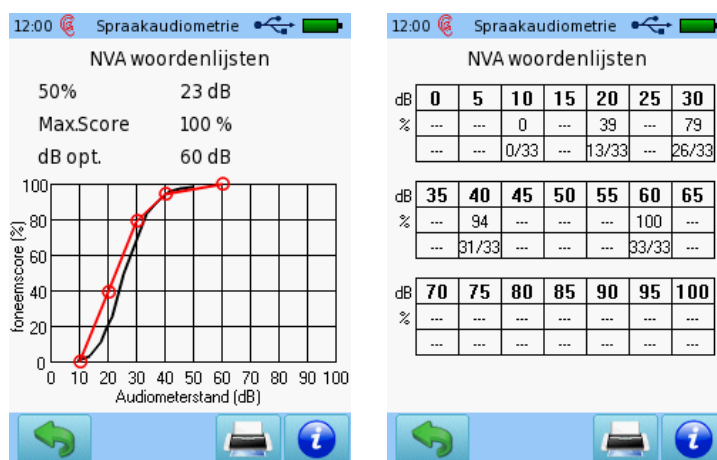


Figura 21: Resultado de NVA (izquierda: gráfico de audiograma de habla; derecha: tabla de audiograma de habla)

3.1.9 Habla en vivo

METODOLOGÍA

El módulo de Habla en vivo provee una plataforma básica para pruebas de logaudiometría con habla en vivo presentada por el examinador a través de un micrófono. Puede balancearse el nivel de salida utilizando un vúmetro (VU). El usuario es responsable de la correcta selección, pronunciación y balance de las palabras y también de la evaluación del resultado. En general, hay fallas conocidas de este método con respecto a la reproducibilidad entre presentaciones (por ej. debido a variabilidad en el tono, calidad de la voz, velocidad en la presentación de palabras por parte del examinador). Hay tres opciones en el módulo de Habla en vivo: Umbral de Detección de Lenguaje (SDT), Umbral de Reconocimiento de Lenguaje (SRT) y Reconocimiento de Palabras (WR).

El umbral de reconocimiento de lenguaje o umbral de recepción de lenguaje es el nivel de habla mínimo al que el paciente reconoce 50% del material de habla. Reconocimiento significa que el paciente puede reproducir el material de habla presentado correctamente (ya sea repitiendo el material o seleccionando el ítem presentado entre un conjunto cerrado de opciones). El umbral de detección de lenguaje o umbral de conocimiento de palabras es el nivel de habla mínimo al que el paciente puede notar la presencia de lenguaje 50% del tiempo. El paciente no necesita identificar el material presentado como lenguaje, pero debe indicar conocimiento de la presencia de sonido. El umbral de reconocimiento de palabras se determina estableciendo la presentación a un nivel fijo por encima del nivel de umbral de habla (puede alterarse para obtener la mejor calificación posible) y obteniendo un porcentaje de calificación correcta.

La aplicación clínica de Habla en vivo es la determinación de reconocimiento de lenguaje o umbrales de detección en silencio en pacientes cooperativos para diagnóstico auditivo. La aplicación clínica y el grupo de pacientes previstos depende del material de habla utilizado.

USO PRÁCTICO

Seleccione *Habla en vivo* en la pantalla de selección de módulos. Si su equipo tiene licencia para más de una prueba de logaudiometría, encontrará *Habla en vivo* en la sección *Habla*.

Asegúrese de que haya un transductor válido conectado (auriculares o auriculares de inserción). Antes de comenzar la prueba, explíquelo al paciente cómo debe proceder. Durante la prueba, el paciente debe repetir el ítem de prueba presentado (SRT, WR) o indicar que ha detectado un sonido (SDT). El examinador debe determinar si la palabra fue entendida correctamente (SRT, WR). Por favor tenga en cuenta que la prueba debe ser realizada por un examinador calificado con audición normal. El examinador debe presentar habla en vivo e ingresar la respuesta. Esta prueba *no* está diseñada para ser manejada por el paciente.

El módulo de *Habla en vivo* provee varias opciones para configurar la prueba (ver *Figura 22*). Para comenzar, por favor seleccione el modo de prueba (SDT: Umbral de Detección de Habla, SRT: Umbral de Reconocimiento de habla, WR: Reconocimiento de palabras) presionando el botón *modo de prueba* ② hasta que aparezca el modo de prueba elegido. Puede elegirse el oído a examinar (derecho, izquierdo, ambos) presionando los casilleros de *oído* correspondientes ①.

Antes de comenzar la presentación de habla en vivo, es posible que deba ajustar el nivel de entrada del micrófono: asegúrese de que el botón *entrada/salida* ⑧ muestre *MIC*. De ser necesario, encienda

el micrófono presionando el botón *micrófono encendido/apagado* ⑦ y hable sobre el micrófono a la intensidad de habla que va a utilizar para la presentación de habla en vivo. Ajuste el micrófono con los botones de *nivel* ④ de manera que el Vúmetro ③ se asiente cerca del 0 y no llegue continuamente a la zona roja. Presione el botón de *subir nivel* para aumentar y el botón de *bajar nivel* para disminuir la sensibilidad del micrófono. Puede omitir el procedimiento de ajuste de nivel del micrófono si la intensidad del habla es adecuada para el ajuste de nivel del micrófono ya establecido. Si el nivel del micrófono es correcto, puede proceder a ajustar el nivel del habla: presione el botón *entrada/salida* ⑧ para mostrar el ícono de auriculares y los botones de *nivel* ④ para cambiar el nivel de habla como sea necesario.



Figura 22: Interfaz del usuario para Habla en vivo (izquierda: interfaz de usuario SDT con micrófono apagado; centro: interfaz del usuario SDT con micrófono encendido y ajuste de nivel del micrófono; derecha: interfaz del usuario WR después de aceptar el umbral determinado)

Durante la prueba, asegúrese de que cuando habla sobre el micrófono el Vúmetro se mantenga principalmente en la zona azul cerca del cero. Si el indicador continuamente llega a la zona roja durante la presentación de habla en vivo, por favor ajuste el nivel del micrófono como se describe arriba. Durante el modo SDT o SRT el examinador debe ajustar el nivel de habla hasta determinar el umbral respectivo. En el modo WR, pueden además contarse las respuestas correctas e incorrectas presionando respectivamente los botones *OK* ⑨ o *no OK* ⑪. Se muestran la calificación y el porcentaje ⑩. Por favor tenga en cuenta que estos valores no se recuerdan al cambiar el nivel de habla. Si se ha determinado el umbral de habla, presione el botón *aceptar umbral* ⑤. Se toman el nivel de habla seleccionado en curso y para WR también la calificación, y se muestran en el botón *modo de prueba* ②. Presione el botón de detener ⑥ para finalizar la prueba.

Se guardan los resultados de los tres modos. La pantalla de resultados muestra un audiograma del habla incluyendo la calificación de reconocimiento de palabras y los umbrales determinados para detección y reconocimiento de lenguaje (ver Figura 23).

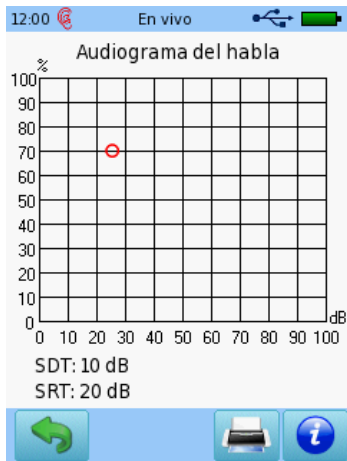


Figura 23: Resultado de Habla en vivo (con calificación de reconocimiento de palabras en el audiograma del habla, umbral de detección de lenguaje y umbral de reconocimiento de lenguaje)

3.1.10 Screening Auditivo para detectar trastornos de procesamiento (MAUS)

METODOLOGÍA

Munich Auditory Screening Test for Processing Disorders (MAUS) es una prueba de screening en alemán para identificar pacientes con trastornos del procesamiento auditivo central (APD). Esta prueba fue especialmente diseñada y validada para niños de 6 a 11 años de edad, pero puede usarse también para otros pacientes cooperativos. La prueba debe realizarse si se ha excluido un trastorno auditivo periférico, o si el paciente está en tratamiento (con audífonos o cirugía). En caso de confirmarse APD, pueden ser necesarias pruebas posteriores de diagnóstico para diferenciar otras disfunciones, tales como disfunciones cognitivas, trastornos de atención, disfunciones generales de la memoria a corto plazo. MAUS está disponible solamente en alemán (grabaciones: © Westra Elektroakustik GmbH 2003/2004). MAUS incluye tres sub pruebas: secuencia de sílabas, palabras en ruido y diferenciación e identificación de fonemas. Estas sub pruebas proveen máxima sensibilidad para la detección de APD (ver la sección *RESULTADOS DE ESTUDIOS*). La sub prueba de secuencias de sílabas incluye 18 ítems con 6 palabras de tres sílabas (por ej muwage = mu-wa-ge), 6 palabras de cuatro sílabas y 6 palabras de cinco sílabas. Todos los ítems son palabras sin sentido. Se balancea la incidencia de vocales y consonantes percibidas por pacientes con ADP. La prueba de palabras en ruido incluye 12 ítems por oído con ruido ipsilateral que simula habla. A diferencia de las otras sub pruebas, para las cuales los ítems se presentan binauralmente, todas las palabras en los ítems con ruido se presentan monoauralmente. La prueba de diferenciación e identificación de fonemas incluye pares de sílabas sin sentido, 13 con consonante-vocal y 10 con consonante-consonante-vocal. Todo el material de habla se presenta a un nivel fijo de 65 dB HL. La duración de la prueba es aproximadamente 15 minutos. Para mayor información consulte la sección *RESULTADOS DE ESTUDIOS* y el manual de MAUS (Nickisch *et al.*, 2004a).

USO PRÁCTICO

Seleccione *MAUS* en la pantalla de selección de módulos. Si su equipo tiene licencia para más de una prueba de logaudiometría, encontrará *MAUS* en la sección *Habla*. Asegúrese de que haya un transductor válido conectado (auriculares, auriculares de inserción). La prueba comienza con la subprueba de secuencia de sílabas y continúa con las subpruebas palabras en ruido y diferenciación e identificación de fonemas (ver *Figura 24*). Para cada subprueba, explíquelo al paciente cómo debe proceder según se explica en la *Tabla 6*. Las instrucciones se muestran también en el equipo antes de comenzar la subprueba.

| Instrucción del examinador | Tarea para el examinador |
|---|--------------------------|
| Subprueba 1: Secuencia de sílabas | |
| <i>Vas a escuchar palabras mágicas. Escucha atentamente y repite lo que has escuchado.</i> | |
| Subprueba 2: Palabras en ruido | |
| <i>Ahora vas a escuchar palabras mientras hay ruido. Escucha atentamente y repite lo que has escuchado.</i> | |

| Subprueba 3: Diferenciación e identificación de fonemas | |
|--|--|
| <p>Ahora voy a decir dos palabras sin significado. ¡Escucha atentamente y dime si estas palabras son idénticas o no! Ambos casos pueden ocurrir. Después repíteme püör favor las palabras en el orden correcto.</p> <p>Inténtalo. Mi-Mi, es exactamente lo mismo. ¿Qué palabras dije?</p> <p>[si correcto:] Bien!</p> <p>[si equivocado:] Escucha bien otra vez ... [repetir la instrucción]</p> | <p>Espera la respuesta del paciente y compruebe si comprende la tarea para sílabas similares.</p> |
| <p>Ahora escucha otra vez: Bo-Sa, esto suena diferente. ¿Puedes escucharlo? ¿Cuales palabras dije? Ahora inténtalo tú: Li-Pa. ¿Esto suena similar o diferente?</p> <p>[si correcto:] Bien!</p> <p>[si equivocado:] Escucha con atención otra vez ... [repetir la instrucción]</p> | <p>Espera la respuesta del paciente y compruebe si comprende la tarea para sílabas diferentes.</p> |

Tabla 6: Instrucciones para MAUS

Por favor tenga en cuenta que para la primera subprueba (secuencia de sílabas) el paciente tiene dos intentos, es decir, si no repite la secuencia de sílabas correctamente la primera vez, se repite el ítem automáticamente y el paciente puede repetir la palabra una segunda vez. Para las otras subpruebas, todos los ítems de prueba se presentan solamente una vez. Para análisis cualitativo posterior, se recomienda anotar las respuestas incorrectas en un formulario separado. Esta prueba *no* está diseñada para ser manejada por el paciente.



Figura 24: Interfaz del usuario para MAUS para las diferentes subpruebas (izquierda: secuencia de sílabas; centro: palabras en ruido; derecho: discriminación e identificación de fonemas)

El ítem que está siendo examinado se muestra en un casillero en la pantalla (1). El casillero que contiene el ítem examinado se resalta en verde mientras se está presentando. Puede ingresarse el estado de respuesta seleccionando los botones *OK* (repetido correctamente) (2) o *Error* (repetido incorrectamente) (3). Para la subprueba de discriminación e identificación de fonemas además debe

ingresarse la precisión de la discriminación (Sí: discriminado correctamente ⑦; No: discriminado incorrectamente ⑧). El ítem de prueba inicial para cada subprueba se presenta automáticamente. Una vez que se ingresa el estado de la respuesta, puede presentarse el siguiente ítem de prueba presionando el botón de *play* ⑤. Puede cancelarse la subprueba en curso y continuar con la siguiente subprueba presionando el botón *avanzar* ⑥. Puede detenerse la prueba presionando el botón de *inicio* ④.

El resultado muestra una lista de calificaciones codificadas por color (ver *Figura 25*). Las calificaciones se calculan automáticamente en base a los datos ingresados por el examinador. Las calificaciones máximas posibles son 36 puntos para la secuencia de sílabas, 12 puntos por oído para 'palabras en ruido' y 22 puntos para 'discriminación e identificación de fonemas'. La calificación se muestra en un rango de valores dependientes de la edad, representados por áreas de color (<30: sumamente por debajo del standard, 30-40: debajo del standard, 41-60: normal, 61-70: por encima del standard, >70 extremadamente por encima del standard). Por favor tenga en cuenta que, aunque todas las respuestas sean correctas, para algunos grupos de edad la calificación no aparecerá en el mejor rango de valores. Si todos los resultados son normales o mejores, la probabilidad de APD es muy baja. Si por lo menos un resultado está por debajo del standard o peor, es posible que exista APD. Por favor tenga en cuenta que ésta es una prueba de screening, que puede proporcionar resultados positivos falsos. Por lo tanto, si MAUS muestra un resultado sospechoso, se recomiendan pruebas de diagnóstico posterior (por ej. diagnóstico de inteligencia, diagnóstico neuro-pediaudiológico, diagnóstico audiométrico objetivo como por ej. ABR).



Figura 25: Resultados de MAUS

RESULTADOS DE ESTUDIOS

En un estudio previo realizado por Nickisch y Oberle (2002), se examinaron 79 niños de 6 a 12 años (promedio: 8,8 años) con audición periférica normal (umbrales de tonos puros ≤ 20 dB HL) e indicaciones clínicas de APD incluyendo dos o más resultados positivos para APD con las siguientes pruebas psicoacústicas: Prueba Mottier de la prueba de lectura de Zurich, prueba de diferenciación de sonido de Heidelberg (HLAD) con diferenciación de sonido, análisis e identificación, audiometría del habla en ruido, secuencias de números, prueba de escucha dicótica, audición direccional, habla comprimida en tiempo, fusión binaural, prueba de Patsy, detección de espacios, y unir fonemas. Se analizó la tasa de incidencia de resultados atípicos para pacientes de audición normal. Se investigó una combinación de pruebas con el objetivo de lograr la mayor sensibilidad en la detección de APD. Se encontró que una combinación de tres pruebas brinda la mayor sensibilidad: audiograma de habla en

ruido, prueba de Mottier, y diferenciación de fonemas de HLAD. Se derivaron los datos normativos (Nickisch *et al.*, 2004b) de 356 niños en edad escolar (189 varones, 167 mujeres) con una edad promedio de 8,76 años con audición periférica normal.

Se realizó un estudio clínico (Nickisch *et al.*, 2004a) con 52 niños (36 con APD, 16 sin APD) de 6 a 12 años (edad promedio 9,5 años) con audición periférica normal. Todos los niños presentaron audición periférica normal. Se diagnosticó APD si al menos dos de las pruebas mencionadas arriba arrojaron resultados positivos para APD. Se realizó MAUS para comparar. Se examinó la correlación entre las subpruebas de MAUS y los otros métodos de prueba y se estableció en $r = 0.78$ (MAUS: secuencia de sílabas \leftrightarrow prueba de Mottier), $r = 0.51$ (MAUS: palabras en ruido \leftrightarrow logaudiometría en ruido), $r = 0.76$ (MAUS: diferenciación de fonemas \leftrightarrow HLAD: diferenciación de sonidos) y $r = 0.81$ (MAUS: identificación de fonemas \leftrightarrow HLAD: identificación de sonidos). Todas las correlaciones fueron altamente significativas. Se comparó la tasa de concordancia de los resultados de screening para APD entre las subpruebas de MAUS y los otros métodos, resultando en 71 % (MAUS: secuencia de sílabas \leftrightarrow prueba de Mottier), 75 % (MAUS: palabras en ruido \leftrightarrow logaudiometría en ruido), 73 % (MAUS: diferenciación de fonemas \leftrightarrow HLAD: diferenciación de sonidos), y 87 % (MAUS: identificación de fonemas \leftrightarrow HLAD: identificación de sonidos). Se estableció la sensibilidad de MAUS en 97 %. En un estudio extendido (Heuckmann *et al.*, 2006) se convalidó la sensibilidad con 132 niños en edad escolar (80 con APD, 52 sin APD) de 6 a 12 años (edad promedio: 9,5 años) y se estableció en 96 %.

La confiabilidad de MAUS para reevaluar se investigó en un estudio (Heuckmann *et al.*, 2005) con 62 niños en edad escolar de 8 a 10 años. Se aplicó la prueba MAUS con diferencia de dos a seis semanas entre la primera y la segunda prueba. La confiabilidad general de MAUS para la reevaluación fue de $r = 0.75$ con las subpruebas en un rango de $r = 0.64$ (secuencia de sílabas) a $r = 0.75$ (diferenciación de fonemas).

LITERATURA

- Heuckmann C, Massinger C, Burger T, Nickisch A (2005): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) - Retest-Reliabilität und Sensivität (in German: Munich Auditory Screening test (MAUS) for Perception Disorders - reliability and sensitivity), DGPP annual meeting.
- Heuckmann C, Massinger C, Burger T, Kunze S, Nickisch A (2006): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) – Untersuchungen zur Kriteriumsvalidität (in German: Munich Auditory Screening test (MAUS) for Perception Disorders – Analysis of criteria validity), DGPP annual meeting.
- Nickisch A, Oberle D (2002): Analyse von Testprofilen bei auditiven Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (in German: Analysis of test profiles for auditory processing disorders), In: Aktuelle phoniatisch-pädaudiologische Aspekte (in German: Current phoniatic-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 Prueba Auditiva de Discriminación del Habla (BASD)

METODOLOGÍA

La prueba Bochum Auditory Speech Discrimination Test (BASD) provee una batería de pruebas audiométricas para detectar trastornos en el desarrollo del lenguaje y en el procesamiento auditivo (APD), es decir, trastornos funcionales que *no* son provocados por pérdida de audición periférica o síndrome de déficit de atención. BASD examina el procesamiento auditivo de estímulos vocales y no vocales midiendo diferencias apenas notables (JND) en frecuencia, nivel y duración de la señal sinusoidal presentada. Las pruebas no vocales de BASD se basan en la prueba de Leipzig para evaluar trastornos del procesamiento auditivo central durante el desarrollo en los niños (LIPP, ver Ludwig, 2008). Los ítems adicionales de la prueba son estímulos de habla para examinar la discriminación entre distintas consonantes *ba/ga* (contraste en la vocalización) y *ga/ka* (contraste en el lugar de la articulación). La prueba está diseñada como un juego de memoria, especialmente para niños a partir de los 4 años. Puede utilizarse también en otros pacientes cooperativos. La prueba se presenta como una elección forzada entre tres alternativas. La tarea consiste en encontrar dos ítems similares (es decir, con la misma consonante, frecuencia, nivel o duración) en las tres alternativas. Los dos ítems similares se distribuyen al azar entre las tres cartas de memoria. Al presionar las cartas, aparecen imágenes tal como sucede en un juego de memoria. Si las dos cartas seleccionadas muestran la misma imagen, la respuesta es correcta. Esto le da una devolución inmediata al paciente y por lo tanto aumenta la motivación.

Los parámetros iniciales son los siguientes: diferencias en el nivel de los estímulos de 5 a 20 dB (incrementos de 5 dB), diferencias en duración de 100 a 300 ms (incrementos de 50 ms) y diferencias en frecuencias de 0,05; 0,1; 0,2; 0,4; 0,8 y 1,6 octavas. Las frecuencias básicas son 500 Hz y 1 kHz. Para la subprueba de modulación de amplitud la frecuencia de modulación de referencia es 20 Hz. El tono variable tiene una frecuencia de modulación de 20 Hz + x Hz con x variando de 0 a 80. Los modos de estimulación son: monoaural (oído derecho o izquierdo), dicótico (señal ipsilateral, ruido de banda ancha contralateral), binaural (misma señal en los dos oídos) o interaural (mismo estímulo en el oído contralateral, diferente estímulo en el oído examinado).

Se aplica un algoritmo adaptativo para determinar la JND, cambiando el incremento del estímulo según la duración del tiempo de medición, es decir, los incrementos iniciales son mayores que los finales. Para las pruebas de nivel, frecuencia y duración, al comienzo se aumenta/disminuye la propiedad evaluada (diferencia de nivel, diferencia de frecuencia, diferencia de duración) después de cada presentación, luego se aumenta/disminuye cada dos presentaciones (se disminuye si las dos respuestas fueron correctas, se aumenta si al menos una de las respuestas fue incorrecta). Las JNDs se calculan de acuerdo a los puntos de inversión.

USO PRÁCTICO

Seleccione *BASD* en la pantalla de selección de módulos. Si su equipo tiene licencia para más de una prueba de logaudiometría, encontrará *BASD* en la sección *Habla*. De ser necesario, cambie los parámetros (por ej. nivel de presentación, modo de presentación, frecuencia para las subpruebas tonales, diferencia inicial para nivel, frecuencia y duración, número de presentaciones e inversiones). Seleccione la subprueba.

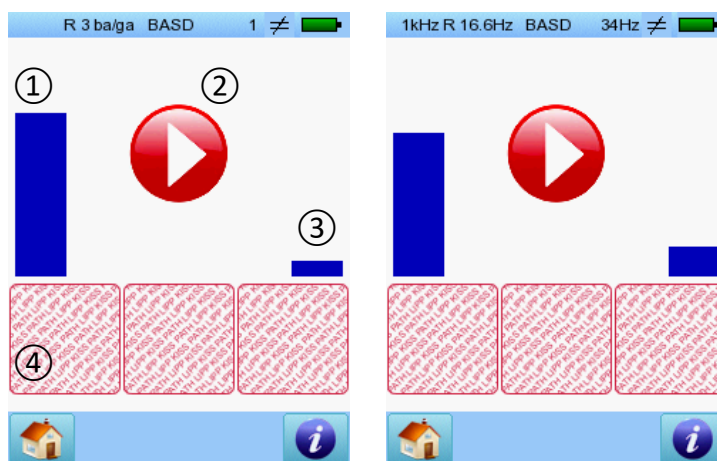
Asegúrese de que haya un transductor válido conectado (auriculares, auriculares de inserción) y comience la prueba seleccionando el oído a examinar. Las configuraciones de oído a evaluar

disponibles dependen del modo de presentación (monoaural, binaural, dicótico, interaural) seleccionado en los ajustes del módulo. Si se ha seleccionado *monoaural*, *dicótico* o *interaural*, puede examinar el oído derecho o el izquierdo. Si se ha seleccionado *dicótico*, todos los estímulos se presentan con ruido contralateral. Si se ha seleccionado *interaural*, todos los estímulos se presentan con tres estímulos contralaterales idénticos (por ej. si se ha seleccionado el oído derecho para la subprueba *ba/ga* – oído derecho: *ga – ba – ga*, oído izquierdo: *ga – ga – ga*). Si se ha seleccionado *binaural*, se examinan los dos oídos simultáneamente.

Antes de comenzar la prueba, explíquelo al paciente cómo debe proceder. La tarea consiste en escuchar tres estímulos representados por tres cartas de memoria. Dos de los tres estímulos son idénticos, es decir que tienen la misma consonante, nivel, frecuencia o duración. Debe indicar cuáles son los dos estímulos idénticos descubriendo las dos cartas correspondientes.

Según la edad y capacidades físicas/mentales, la prueba puede ser manejada totalmente por el paciente (es decir, el paciente presenta el estímulo e ingresa la respuesta) luego de la instrucción, o con asistencia del examinador. Se recomienda la supervisión continua de un examinador calificado.

Al comenzar la prueba, se muestra la interfaz principal del usuario (ver *Figura 26*). Se presenta el estímulo presionando el botón *play* ②. Puede repetirse la presentación del estímulo presionando nuevamente el botón *play*. El paciente responde presionando dos de las tres cartas de memoria ④ correspondientes a los estímulos que considera similares en la propiedad examinada (consonante, nivel, frecuencia, duración, modulación de amplitud). Si las cartas seleccionadas son correctas, la prueba continúa con la siguiente presentación. Si las cartas seleccionadas son incorrectas, automáticamente se descubre la tercera carta para identificar cuál era la combinación correcta. Las barras azules a la izquierda ① y derecha ③ del botón *play* representan mazos de cartas que muestran el progreso de la prueba, es decir, la barra a la izquierda disminuye con cada presentación y la barra a la derecha aumenta con cada respuesta correcta.



*Figura 26: Interfaz del usuario para BASD (izquierda: diferenciación *ba/ga*; derecha: diferenciación de frecuencia)*

El encabezado provee información adicional como se explica en la *Tabla 7*.

| Frecuencia | Oído | Difer. en curso / Posición actual del ítem diferente | Tipo de prueba | Difer, anterior/ Ítem no presionado anterior | |
|------------------------------------|--|--|--|---|---|
| 500 Hz, 1 kHz para pruebas tonales | D (derecho), I (izquierdo), B (binaural) | Valor de diferencia para pruebas tonales, o posición de ítem diferente | ba/ga o ga/ka no disponible para pruebas tonales | Valor de diferencia para pruebas tonales, o posición del ítem no presionado | ≠ correcta (se detectó la diferencia) = incorrecta |

Tabla 7: Información del encabezado de BASD

Por ejemplo, la captura de pantalla a la izquierda de la *Figura 26* provee la siguiente información: prueba realizada en el oído derecho, ítem en curso que es diferente de los otros dos es el tercero (es decir, el ítem a la derecha de la pantalla), la subprueba realizada es ba/ga, el botón no presionado anteriormente es el botón a la izquierda de la pantalla (es decir, se presionaron el botón central y el de la derecha), la respuesta fue correcta. La captura de pantalla a la izquierda de la *Figura 26* provee la siguiente información: se realizó la prueba con un tono de 1 kHz en el oído derecho, la diferencia de frecuencia actual es 16,6 Hz, la diferencia de frecuencia anterior fue 34 Hz, la respuesta fue correcta.

El resultado de BASD se muestra como una calificación para las pruebas de consonantes y un umbral de discriminación para las pruebas tonales (ver *Figura 27*). Para las pruebas tonales, puede verse el transcurso de tiempo de las respuestas presionando la pantalla de resultados. Existen datos normativos preliminares (ver *RESULTADOS DE ESTUDIOS*).



Figura 27: Resultados de BASD (izquierda: diferenciación ga/ka; centro, derecha: datos de resultados de diferenciación de frecuencia y transcurso de tiempo)

RESULTADOS DE ESTUDIOS

En un estudio realizado en la Universidad de Leipzig (Freigang *et al.*, 2011), se aplicó la prueba LIPP (similar a las subpruebas no verbales de BASD) a 59 adultos de 65 a 89 años de edad. Las pruebas se realizaron a un nivel de estimulación de 35 dB SL con presentaciones monoaural, dicótica, e interaural. Las mediciones mostraron deterioro significativo, relativo a la edad, en la capacidad de discriminar propiedades acústicas. Con mayor predominancia, se vio una discriminación elevada entre la frecuencia y duración interaural en frecuencias de prueba bajas, que puede explicarse como un deterioro del procesamiento relativo al tiempo y fase a nivel del tronco cerebral y cortical.

En un proyecto subvencionado por el Ministerio Federal Alemán para la Educación e Investigación (BMBF) se desarrolló un programa de screening del lenguaje para niños en edad pre-escolar (Neumann, 2012). El programa de screening debía permitir diferenciar entre desarrollo normal del lenguaje (grupo A), sospecha de desarrollo del lenguaje que requiere entrenamiento educativo del lenguaje (grupo B) y trastornos en el desarrollo del lenguaje que requieren terapia (grupo C). Además, debían detectarse los casos de APD dentro de cada grupo. Se encontró que una prueba existente desarrollada como screening del lenguaje para niños llamada KiSS (Euler *et al.*, 2010) exhibía buena sensibilidad y especificidad para identificar sospechas en el desarrollo del lenguaje, pero insuficiente discriminación entre los grupos B y C. La tarea del proyecto era desarrollar una batería de pruebas psico-acústicas mejorada para examinar el procesamiento auditivo (con diferenciación entre los grupos A a C) en niños de 4 a 5 años. También se investigaron las correlaciones electrofisiológicas de procesar el mismo estímulo midiendo potenciales relativos a eventos, tales como negatividad de discordancia (MMN).

Se realizó la prueba BASD y otras pruebas de referencia en 189 niños de edad pre-escolar, de 4 a 4,5 años de edad. Se examinó la audición periférica con audiometría de tonos puros, timpanometría, umbral de reflejo estapedial y prueba de inteligibilidad del habla de Göttinger (en silencio) para niños. Para evaluar el desarrollo del lenguaje se utilizó una prueba de vocabulario para niños, AWST-R, la prueba de desarrollo del lenguaje para niños SET-K 3-5 (con las subpruebas construcción de reglas morfológicas, comprensión del habla, memorización fonológica de no-palabras, memorización de oraciones), la prueba de articulación PLAKSS, y la prueba de habla para niños KiSS.2. El procesamiento auditivo se evaluó utilizando la prueba de Göttinger para inteligibilidad del habla (en silencio/en ruido) para niños, la prueba dicótica de Uttenweiler, la prueba de Mottier, cuestionario para padres. La capacidad cognitiva se examinó utilizando el test de inteligencia no idiomático de Matrices de Colores Progresivas (CPM) y un examen foniatrico/audiológico. Basándose en estas pruebas, los expertos clasificaron el desarrollo del lenguaje en general y la sospecha de APD para cada niño. De los 189 niños, 120 (63,5 %) se clasificaron como pertenecientes al grupo A, 37 (19,6 %) al grupo B, y 32 (16,9 %) al grupo C. De 188 niños, se sospechó que 13 (6,9 %) tenían APD. De los niños clasificados como positivos para APD, 2 (1,7 %) pertenecían al grupo A, 4 (10,8 %) al grupo B, y 7 (22,6 %) al grupo C. La sensibilidad de KiSS.2 para detectar un posible trastorno en el desarrollo del lenguaje (incluyendo los grupos B y C) fue del 89,7 %, con una especificidad del 89,1%. En 71 de los 189 niños (con porcentajes similares de cada grupo del A al C) se aplicó MMN. No hubo diferencias significativas entre los grupos.

Se estableció la normativa para BASD en un estudio con 293 niños de 4;0 a 5;11 años. Se pudo observar un efecto de desarrollo conforme a la edad. La *Tabla 8* muestra umbrales promedio de discriminación para los diferentes grupos de edades. Para la diferenciación de frecuencias, se encontraron disminuciones conforme a la edad. Considerando una discriminación de frecuencia por encima de 500 Hz como inválida, debió eliminarse 35% de todos los datos de los grupos de edades 4;0 a 4;5 años. Este porcentaje disminuyó a medida que aumentaba la edad, con 9 % para el grupo de edad 5;6 a 5;11 años. Esto significa que la subprueba de discriminación de frecuencia puede no ser adecuada para niños muy pequeños.

| Edad (años) | 4;0-4;5 | 4;6-4;11 | 5;0-5;5 | 5;6-5;11 |
|-------------|-------------|----------|----------|----------|
| Nivel [dB] | 8.7 [n=143] | 8.6 [77] | 7.6 [50] | 6.0 [23] |

| | | | | |
|--------------------------|-------------|------------|------------|-----------|
| Frecuencia [Hz] | 67.8 [103] | 69.0 [59] | 62.3 [41] | 40.0 [21] |
| Duración [ms] | 146.0 [143] | 146.7 [77] | 113.4 [50] | 65.3 [23] |
| Ga-Ka [calif./12] | 6 [122] | 5 [73] | 6 [50] | 10 [23] |
| Ba-Ga [calif./12] | 6 [125] | 8 [74] | 9 [50] | 11 [23] |

Tabla 8: Promedios de umbrales en discriminación BASD para distintos grupos de edades

La Tabla 9 muestra datos normativos para el percentil 90%. La correlación entre las subpruebas de BASD y la clasificación de los expertos fue significativa para las subpruebas frecuencia (quitando los resultados inválidos principalmente de niños pequeños), lugar de articulación, y vocalización. También se investigó la diferenciación de APD. Se encontraron correlaciones significativas entre la vocalización y la decisión de los expertos, como así también entre la duración y las sospechas de los padres o cuidadores.

| Edad (años) | 4;0-4;5 | 4;6-4;11 | 5;0-5;5 | 5;6-5;11 |
|--------------------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|
| Nivel [dB] | 13.4 | 13.4 | 12.7 | 12.7 |
| Frecuencia [Hz] | 296 | 344 | 223 | 70 |
| Duración [ms] | 249 | 254 | 158 | 157 |
| Ga-Ka [calif./12] | 2 | 2 | 2 | 4 |
| Ba-Ga [calif./12] | 2 | 3 | 5 | 6 |

Tabla 9: BASD percentil 90 % para diferentes grupos de edades

LITERATURA

- Biedermann F (2004): Zentrale Verarbeitung akustischer Informationen nach unilateralen Läsionen im auditorischen Di- und Telencephalon (in German: Central processing of acoustic information after unilateral lesions in the auditory di- and telencephalon), dissertation, University of Leipzig.
- Biedermann F, Bungert P, Dörrscheidt GJ, von Cramon DY, Rübsamen R (2008): Central auditory impairment in unilateral diencephalic and telencephalic lesions, *Audiology and Neurootology* 13, p. 123-144.
- Bungert-Kahl P, Biedermann F, Dörrscheidt GJ, von Cramon DY, Rübsamen R (2004): Psychoacoustic test tools for the detection of deficits in central auditory processing: Normative data, *Audiological Acoustics* 43, p. 48-71.
- Euler HA, Holler-Zittlau I, van Minnen S, Sick U, Dux W, Zaretsky Y, Neumann K (2010). Psychometrische Gütekriterien eines Kurztests zur Erfassung des Sprachstandes vierjähriger Kinder, (in German: Validity criteria of a short test to assess speech and language competence in 4-year-olds), *HNO* 58, p. 1116–1123.
- Freigang C, Schmidt L, Wagner J, Eckardt R, Steinhagen-Thiessen E, Ernst A, Rübsamen R (2011): Evaluation of central auditory discrimination abilities in older adults, *Frontiers in Aging Neuroscience* 3(6)
- Ludwig A (2008): Psychoakustische Untersuchungen zu zentral-auditiven Verarbeitungsstörungen während der Kindesentwicklung (in German: Psycho-acoustical examinations regarding central-auditory processing disorders during child development), dissertation, University of Leipzig.
- Neumann K (2012): Ein Screening-Verfahren zur flächendeckenden Erfassung des Sprachstandes vier- bis viereinhalbjähriger Kinder: Optimierung, Validierung, Erweiterung, elektrophysiologische

Fundierung (in German: A screening procedure for a comprehensive acquisition of the speech status in 4- to 4,5-year-old children: optimization, validation, extension, electro-physiological foundation), final report of BMBF project DLR 01GJ0982.

- Neumann K, Moliadze V, Bieck S, Oswald J, Darquea M, Euler H, Zeratsky Y, Dazert S (2012a): Auditive Verarbeitung und Wahrnehmung vierjähriger Kinder: ein neues Testverfahren mit sprachfreien und sprachhaltigen Stimuli (in German: Auditory processing and perception of 4-year-old children), DGA annual meeting.
- Neumann K, Zaretsky Y, Euler HA, Kunz L, Looschen A, Beste C, Ocklenburg S, Lücke T, Schirkonyer V, Oswald J (2012b): A new test to assess central auditory processing of 4-year-old children: A psychoacoustic and MMN study, NHS annual meeting.

3.1.12 Cuestionario para detectar pérdida auditiva en personas de edad avanzada (HHIE-S)

METODOLOGÍA

En los cuestionarios de screening, se le pide a los pacientes que califiquen su estado de audición respondiendo una o más preguntas específicas. El cuestionario para detectar pérdida auditiva en personas de edad avanzada “Hearing Handicap Inventory for the Elderly” (HHIE) fue desarrollado por Ventry y Weinstein (1982) e incluía 25 preguntas. La versión abreviada HHIE-S (Weinstein, 1986) incluye 10 preguntas referidas a limitaciones de actividades, restricciones de participación y sentimientos y emociones de la vida diaria relacionados. Por ejemplo, una de las preguntas de la categoría emocional es: *¿Tiene un problema de audición que lo hace sentirse avergonzado cuando conoce gente nueva?* Por ejemplo, una de las preguntas de la categoría restricciones de participación es: *¿Tiene problemas para oír cuando alguien susurra?* La respuesta puede ser *Sí*, *A veces*, o *No*. Las respuestas se comparan a una escala de respuestas de múltiples puntos: *Sí* = 4 puntos, *A veces* = 2 puntos, y *No* = 0 puntos. La calificación total se calcula sumando los puntos y posteriormente comparando con el límite para decidir si la respuesta es *pasa* o *no pasa*. Normalmente se realiza en cuestionario en el formato cara a cara. El entrevistador lee cada pregunta y las posibles respuestas en voz alta, espera la respuesta del paciente, y apunta la respuesta correspondiente en el formulario.

El cuestionario está diseñado especialmente para screening auditivo en personas de edad, pero puede utilizarse también para otros pacientes que cooperan. Por favor tenga en cuenta que esta prueba es una auto evaluación y por lo tanto depende de la cooperación del paciente y su capacidad de responder honestamente y conforme a la realidad, y por lo tanto puede mostrar un resultado que no corresponde al estado auditivo real. Se recomienda diagnóstico auditivo posterior, sobre todo si el resultado del screening con HHIE-S sugiere problemas auditivos.

USO PRÁCTICO

Seleccione *HHIE-S* en la pantalla de selección de módulos. Seleccione el idioma en el que desea realizar el cuestionario. Explíquelo la tarea al paciente: se le harán una serie de preguntas relativas a situaciones de la vida diaria (ver *Figura 28* izquierda). Debe responder *Sí*, *A veces*, o *No* según qué respuesta le resulte la más apropiada. Según la edad y las capacidades físicas/mentales del paciente, la prueba puede ser manejada totalmente por el paciente luego de la instrucción, o con asistencia del examinador (es decir, el examinador lee las preguntas y/o ingresa las respuestas). El resultado se muestra con la calificación representada por un semáforo (ver *Figura 28* derecha).

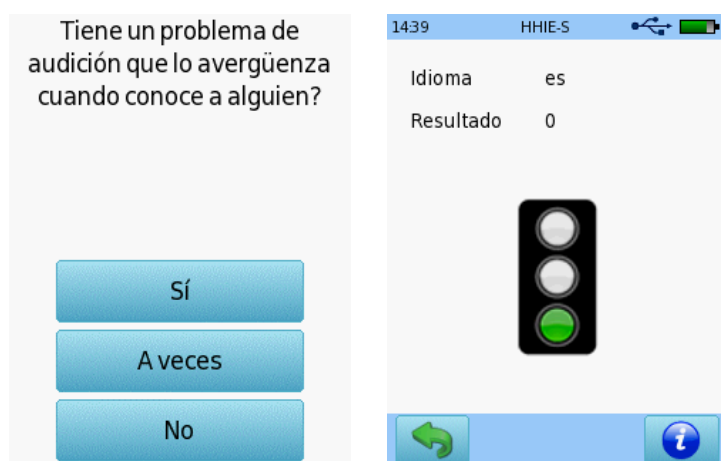


Figura 28: Interfaz de usuario para HHIE-S (izquierda) y resultados (derecha)

Por favor tenga en cuenta que el pie de página no está visible durante la prueba. Puede activarlo presionando brevemente el botón de apagado/encendido.

RESULTADOS DE ESTUDIOS

Jupiter y DiStasio (1998) investigaron el desempeño de HHIE-S en 50 pacientes de 65 a 85 años de edad sin historia de trastornos otológicos, exposición a ruidos fuertes ni ototoxicidad. En el estudio, se realizó el cuestionario HHIE-S junto con la determinación del promedio de umbral a tonos puros en tres frecuencias (0,5; 1; 2 kHz) (índice de Fletcher) en el mejor oído. La calificación promedio de HHIE-S fue de 9,8 mientras que el umbral promedio de tonos puros fue de 36,8 dB HL. La correlación entre la calificación de HHIE-S y el promedio de umbral de tonos puros fue de $r = 0.67$ para las preguntas relativas a situaciones, $r = 0.52$ para las preguntas relativas a emociones y $r = 0.63$ para todas las preguntas.

LITERATURA

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

3.2 Pruebas fisiológicas

Las pruebas fisiológicas incluyen otoemisiones acústicas (OAE), potenciales evocados auditivos (PEA), potenciales vestibulares miogénicos evocados (VEMP), pruebas de inmitancia acústica (timpanometría), y otras pruebas basadas en la medición de propiedades fisiológicas.

Las pruebas fisiológicas (excepto VEMP), no necesitan participación activa del paciente durante la prueba. A diferencia de las pruebas psico-acústicas, la capacidad y disposición del paciente a cooperar tienen un rol secundario. Sin embargo, es necesaria cierta cooperación. Esto puede incluir (según la prueba) que el paciente se mantenga calmo, no trague, no se mueva, o no quite el transductor u otros elementos necesarios para la prueba de su posición durante el examen. A diferencia de las pruebas psico-acústicas, las pruebas fisiológicas pueden realizarse en pacientes que no pueden o se rehúsan a realizar una prueba psico-acústica, por ejemplo, pacientes que son demasiado jóvenes o que por algún motivo no pueden responder a pruebas conductuales. Estos pueden ser recién nacidos o niños pequeños, pacientes con problemas mentales o físicos, o personas que simulan una pérdida auditiva. El examinador debe asegurarse de que el paciente cumple con los requisitos respectivos (por ej. quedarse quieto y en silencio durante la prueba). Los pacientes mayores también deben conocer el procedimiento de prueba, para que sepan qué esperar durante la prueba. Esto puede contribuir positivamente a la relajación del paciente. VEMP requiere participación activa del paciente, ya que el paciente examinado debe realizar una contracción muscular específica (movimiento de la cabeza, mirar hacia una dirección específica) y por lo tanto puede realizarse solamente en pacientes que pueden y están dispuestos a realizar la tarea solicitada.

El ambiente debe ser el apropiado según el tipo de prueba. Esto puede incluir condiciones de bajo ruido ambiental (OAE) o baja radiación electromagnética (PEA). El no cumplimiento con estas recomendaciones puede deteriorar el resultado.

Las pruebas fisiológicas (excepto VEMP) dependen de procesos fisiológicos específicos que están activos en diferentes sitios de las vías auditivas y por lo tanto reflejan el funcionamiento mecánico o neurológico del sistema auditivo. Por lo tanto, las pruebas fisiológicas (prueba única o combinación de pruebas) pueden utilizarse para diagnóstico auditivo topológico, es decir, para detectar el sitio del trastorno a lo largo de las vías auditivas. Se ha indicado que la timpanometría, las OAEs y los PEA pueden diferenciar entre trastornos del oído medio, cocleares y neurales. Esto es importante debido a que solamente puede desarrollarse una terapia apropiada para un trastorno auditivo si se sabe cuál es el sitio de las vías auditivas afectado. Con las pruebas psico-acústicas, puede diferenciarse entre pérdida auditiva de conducción de sonido y neurosensorial evaluando la diferencia entre los umbrales por conducción aérea y ósea. Sin embargo, la discriminación de una pérdida auditiva neurosensorial, es decir, la diferenciación entre trastorno sensorial (coclear) y neural con pruebas subjetivas puede no ser confiable, dado que la validez de las pruebas relevantes (por ej. Short Increment Sensitivity Index (SISI), Fowler, Carhart) es limitada. Más aún, en niños y otros pacientes no cooperativos no pueden realizarse pruebas psico-acústicas confiables. Además, puede utilizarse VEMP para evaluar el estado del sistema vestibular.

Al igual que para las pruebas psico-acústicas, es importante la colocación correcta de los transductores y la calibración para un resultado confiable. La colocación incorrecta del transductor o el uso de un

transductor fuera de calibración puede adulterar el resultado. Debe conectarse un transductor apropiado y colocarlo correctamente.

Si no se especifica lo contrario, todas las pruebas fisiológicas pueden realizarse en pacientes de todas las edades siempre que pueda esperarse la participación y cooperación necesarias.

3.2.1 Información general: Otoemisiones acústicas

El descubrimiento de las otoemisiones acústicas (OAE) (Kemp, 1978) produjo una herramienta rápida, poderosa y versátil para diagnosticar la integridad coclear. Las mediciones de OAE son en la actualidad parte standard de la batería de pruebas audiométricas. Las OAEs se miden a través de un micrófono muy sensible con bajo ruido incorporado en una sonda que se coloca en el canal auditivo externo. Hay OAEs espontáneas y evocadas. Las OAEs son el resultado secundario del proceso de amplificación de sonido no lineal en la cóclea (Davis, 1983; Dallos, 1992). Las OAEs son emisiones de sonido de bajo nivel generadas por las células ciliadas externas (OHCs) del oído interno. Los niveles de OAEs dependen del número de células ciliadas externas que funcionan correctamente en el caso de un funcionamiento normal del oído medio. Además, los niveles de OAE dependen del volumen del canal auditivo. Debido al menor volumen del canal en recién nacidos, la amplitud de las OAEs es mayor que la de los adultos (Norton, 1992; Lasky, 1998a, b; Abdala, 2000). En consecuencia, las OAEs son más fáciles de medir en recién nacidos.

Las otoemisiones acústicas espontáneas (SOAE) son señales sinusoides que aparecen sin estimulación de sonido en una cóclea saludable y parecen ser una consecuencia directa de la generación de fuerza celular de las células ciliadas externas (Zwicker y Schloth, 1984; Burns *et al.*, 1998; Jülicher *et al.*, 2003). Las SOAEs no aparecen en todos los pacientes de audición normal, y están presentes en aproximadamente la mitad de la población de audición normal, con marcadamente mayor prevalencia en mujeres que en hombres (Bilger *et al.*, 1990; Penner *et al.*, 1993; Penner y Zhang, 1997). Las SOAEs por lo tanto no son adecuadas para el diagnóstico audiológico. Para mayor información sobre SOAEs, consulte la sección [3.2.2: Otoemisiones Acústicas Espontáneas \(SOAEs\)](#).

Las OAEs evocadas son provocadas por sonidos externos, ya sea estímulos transientes (clicks y tonebursts) o estacionarios (tonos) presentados a través de parlantes dentro de la sonda. Los tipos de OAEs evocadas que se utilizan comúnmente son:

Las otoemisiones acústicas con estímulos de frecuencia (SFOAE) son provocadas por una señal sinusoidal continua de bajo nivel. El registro de SFOAEs es difícil porque el estímulo y la respuesta se superponen. Las SFOAEs son generalmente calculadas como la diferencia en presión de sonido en el canal auditivo con y sin un tono de supresión agregado al tono de la sonda (Kalluri y Shera, 2001; Neely *et al.*, 2005).

Las otoemisiones acústicas transientes o transitorias (TEOAE) son provocadas por clicks o tonebursts (ver *Figura 29*). Las TEOAEs representan la suma de las respuestas pulsadas de las células ciliadas externas a lo largo de la cóclea. Desaparecen ya a partir de pérdidas auditivas moderadas, y por lo tanto se utilizan comúnmente en los programas de screening auditivo. Para mayor información sobre TEOAEs, consulte la sección [3.2.3: Otoemisiones Acústicas Transientes o Transitorias \(TEOAEs\)](#).

Las otoemisiones acústicas de producto de distorsión (DPOAEs) son provocadas por dos tonos sinusoides con frecuencia y relación de nivel específicos (ver *Figura 29*). Las DPOAEs representan distorsiones cúbicas de las células ciliadas externas y surgen directamente de la no linealidad compresiva selectiva de frecuencias de las células ciliadas externas. Las DPOAEs pueden aplicarse como una prueba para la evaluación por frecuencias específicas de la disfunción coclear. Se considera que las DPOAEs pueden medirse en caso de pérdidas auditivas cocleares de hasta 40 a 50 dB HL, correspondiente al rango de amplificación de las células ciliadas externas. Para mayor información sobre DPOAE, consulte la sección [3.2.4: Otoemisiones acústicas de Producto de Distorsión \(DPOAEs\)](#).

Los equipos Sentiero pueden realizar SOAE, TEOAE y DPOAE. Las TEOAEs y DPOAEs están presentes básicamente en todos los pacientes de audición normal. Las TEOAEs proveen una visualización rápida de la función coclear, mientras que las DPOAEs proveen información más cuantitativa sobre el procesamiento del sonido en sitios específicos de la cóclea.

Se considera que las células ciliadas externas pueden ser dañadas por sobreexposición al ruido, a drogas ototóxicas (por ej. antibióticos terapéuticos), infecciones (por ej. meningitis, paperas, infección materno-fetal), y anoxia (por ej. trauma en el nacimiento), o que faltan parcialmente en pérdidas auditivas genéticas. El daño de las células ciliadas externas resulta en una pérdida de sensibilidad y selectividad frecuencial en el órgano de audición (Lieberman y Dodds, 1984). Las OAEs, como resultado secundario de la amplificación de sonido no lineal en la cóclea, aparecen entonces con amplitud reducida, o desaparecen (Mills y Rubel, 1994).

Debido a que las OAEs son el resultado secundario del proceso de amplificación de sonido no lineal de las células ciliadas externas en la cóclea, pueden servir solamente como medida para evaluar la integridad de las células ciliadas externas, es decir, no detectan lesiones de las células ciliadas internas o defectos retro-cocleares (por ej. defectos neurales, trastornos del procesamiento auditivo). En la pérdida auditiva de conducción de sonido, se reduce la amplitud tanto del estímulo como de la respuesta, de manera que las OAEs no están presentes, incluso en el caso de una pérdida auditiva conductiva moderada (Margolis, 2002), como por ejemplo debido a disfunción tubárica o presencia de fluido amniótico en la cavidad timpánica. Por lo tanto, si no hay respuesta detectable de OAE, puede deberse a las siguientes patologías: pérdida auditiva conductiva, pérdida auditiva coclear superior a 20-30 dB HL (TEOAE) o 40-50 dB HL (DPOAE), o pérdida auditiva retro-coclear. En estos casos, deben realizarse timpanometría, potenciales evocados de tronco (ABR) y potenciales evocados de estado estable (ASSR) para determinar el tipo y grado de pérdida auditiva.

Como regla general, si existe sospecha de un trastorno en la audición, deberían realizarse primero OAEs. Es una prueba rápida y ayuda a confirmar función normal del oído medio y la cóclea. Esto sucede si las OAEs están presentes en un amplio rango de frecuencias. Si las OAEs están ausentes, es probable que exista una patología del oído medio o la cóclea (células ciliadas externas). Debería luego realizarse una timpanometría. Si el timpanograma es normal y las OAEs están ausentes, entonces es probable que exista un trastorno coclear. Si el timpanograma es anormal, es probable que exista una pérdida auditiva conductiva. Si hay indicaciones de un trastorno auditivo y tanto el timpanograma como las OAEs son normales, ABR o ASSR pueden detectar si hay una patología coclear (células ciliadas internas) o neural. Por ejemplo, en la neuropatía auditiva, donde hay un mal funcionamiento en la sincronización de la actividad neural (ya sea debido a disfunción en la sinapsis de las células ciliadas internas o neural) se observan OAEs normales y ABRs anormales (Doyle *et al.*, 1998; Starr *et al.*, 1996).

Las aplicaciones clínicas habituales de las OAEs son: screening auditivo, diagnóstico de seguimiento posterior al screening auditivo neonatal, confirmación de pérdida auditiva coclear (en conjunto con timpanometría y ABR), evaluación cuantitativa de la pérdida auditiva y reclutamiento para obtener parámetros para adaptar audífonos, detección temprana y control de daño en las células ciliadas externas debido a sobreexposición al ruido o administración de drogas ototóxicas, diagnóstico topológico, e identificación de pacientes que simulan una pérdida auditiva.

El screening auditivo es un proceso de selección que se utiliza para decidir si hace falta diagnóstico posterior. En consecuencia, una decisión en el screening es binaria, es decir *pasa* (resultado negativo, no hace falta diagnóstico) o *no pasa* (resultado positivo, se recomienda diagnóstico de seguimiento).

Los requisitos para el screening son diferentes de los del diagnóstico. Dado que el screening se realiza en un gran número de pacientes, los equipos que se utilizan habitualmente proveen una evaluación automática en lugar de depender del juicio de un experto. Una prueba de screening debe realizarse lo más rápido posible. Por lo tanto, los métodos utilizados deben evitar un tiempo largo de preparación, y la prueba debe detenerse automáticamente si se alcanza un resultado con la calidad deseada. Las OAEs (especialmente TEOAE) son ampliamente consideradas como apropiadas para el screening en recién nacidos y niños pequeños, dado que se miden rápidamente y no están presentes en el caso de disfunción de las células ciliadas externas (por ej. Kemp y Ryan, 1991; Norton *et al.*, 2000a, b). La premisa para esta estrategia es que la pérdida auditiva coclear siempre incluye daño o mal funcionamiento de las células ciliadas externas. Debe recordarse que una pérdida auditiva conductiva debida a disfunción tubárica y/o presencia de fluido amniótico en la cavidad timpánica también puede dar resultados de *no pasa* bajo condiciones de screening principalmente causadas por la atenuación de una señal existente de OAE.

Una desventaja de usar OAEs en los protocolos de screening es una menor validez en comparación con ABR (Barker *et al.*, 2000; Norton *et al.*, 2000a). Esto es especialmente cierto en poblaciones con alta prevalencia de umbrales levemente elevados debido a una pérdida auditiva conductiva temporaria, tal como ocurre en recién nacidos a término en las primeras 36 horas de vida debido a disfunción tubárica o fluido amniótico en la cavidad timpánica, o debido a una pérdida auditiva sensorial persistente en niños prematuros y en cuidado intensivo neonatal. Para mantener una alta sensibilidad, la especificidad puede reducirse dramáticamente, lo que hace que el procedimiento de screening sea ineficiente. Para evitar tasas de derivación altas, las derivaciones de OAE deben ser seguidas con un screening con ABR antes del diagnóstico posterior, es decir, un screening en dos etapas (Rhodes *et al.*, 1999; Norton *et al.*, 2000b). Los audiogramas de DPOAE pueden brindar un método alternativo para descubrir una pérdida auditiva temporaria. Al realizar audiogramas de DPOAE previo al screening con ABR, puede ahorrarse tiempo y costos en los niños en los que pueden medirse DPOAEs y por lo tanto no necesitan ABR adicional. Los audiogramas de DPOAE tienen ventajas en comparación con TEOAE y ABR de click dado que pueden evaluar los umbrales auditivos cocleares cuantitativamente a frecuencias específicas de prueba.

Una evaluación cuantitativa de la pérdida auditiva y el reclutamiento son necesarias, especialmente para adaptar audífonos en niños pequeños. Cuando se obtienen a altos niveles de estimulación (algo habitual en la práctica clínica), las TEOAEs están ausentes en casos de pérdidas auditivas cocleares superiores a 20-30 dB HL, mientras que las DPOAEs están ausentes en casos de pérdidas auditivas cocleares superiores a 40-50 dB HL. Por lo tanto, es posible hacer una estimación de la pérdida auditiva cuando se utilizan tanto TEOAEs como DPOAEs.

Las mediciones de OAE son estables a través del tiempo, y por lo tanto pueden controlar la recuperación del daño a las células ciliadas externas. Se considera que drogas terapéuticas tales como antibióticos (por ej. aminoglicósidos) y agentes quimioterapéuticos anti-tumores (por ej. cisplatina) producen pérdidas auditivas irreversibles, que habitualmente afecta las frecuencias más altas primero, con la pérdida auditiva progresando sistemáticamente a las frecuencias más bajas (por ej. Kopelman *et al.*, 1988; Fausti *et al.*, 1994; Berg *et al.*, 1999; Stavroulaki *et al.*, 2001). La detección temprana de la ototoxicidad es importante para proveer opciones efectivas de manejo tales como la sustitución de la medicina, cambio de dosis, y modo de administración (Lonsbury-Martin y Martin, 2001). Debido a que las TEOAEs son menos efectivas por encima de los 4 kHz, las DPOAEs son la prueba elegida para detectar y controlar disfunción de las células ciliadas externas debida a drogas ototóxicas. Más aún, las

DPOAEs tienen la ventaja adicional sobre las TEOAEs de poder brindar información sobre la compresión de los amplificadores de las células ciliadas externas. Si se afecta el funcionamiento de las células ciliadas externas durante el proceso tóxico, esto altera no solamente el nivel de DPOAE sino también el crecimiento de DPOAE. Al igual que los antibióticos y las drogas quimioterapéuticas, se sabe que el salicilato también afecta la sensibilidad auditiva e induce acúfenos (Myers y Bernstein, 1965; McFadden y Plattsmier, 1984; Wier *et al.*, 1988; Long y Tubis, 1988; Boettcher y Salvi, 1991; Brown *et al.*, 1993; McFadden y Pasanen, 1994). Sin embargo, y lo más importante, el daño debido a la toxicidad del salicilato es reversible. Suponiendo que la pérdida en la rigidez de las células ciliadas externas causa distorsiones en las micromecánicas cocleares, el cambio correspondiente en la actividad de las células ciliadas internas puede ser un correlato potencial de los acúfenos (Janssen *et al.*, 2000).

El ruido del micrófono, los ruidos fisiológicos (respiración, circulación de sangre) y el ruido ambiente no permiten mediciones correctas de OAE a niveles de estimulación muy bajos. En las frecuencias más bajas, las mediciones de OAE no son confiables ni siquiera a niveles altos de estimulación principalmente debido a ruido técnico. Debido al rango limitado de frecuencias de los transductores electro-acústicos de la sonda, la confiabilidad de las mediciones de OAE en altas frecuencias es también limitada en las frecuencias más altas con variación creciente de los niveles de OAE (Dreisbach *et al.*, 2006). Para alcanzar niveles bajos de ruido, las mediciones de OAE deben realizarse en una cabina insonorizada o en un ambiente silencioso, especialmente al utilizar estímulos cercanos al umbral. Alternativamente pueden utilizarse auriculares aislantes de ruido, que cubran la sonda. Además, el paciente necesita estar tranquilo, es decir, sin movimientos, respiración o deglución intensos. El cable de la sonda no debe tocar nada, como la ropa. Tocar o manipular el cable puede agregar ruido.

La medición automática y los procedimientos de evaluación garantizan la coherencia de la prueba y simplifican la interpretación de los registros de OAE. Los cálculos de transformación de Fourier de la señal en el dominio del tiempo permiten la evaluación automática de las señales de OAE. Para minimizar la influencia de señales externas no deseadas, se aplican algoritmos para la reducción de ruido y rechazo de artefactos. El nivel de ruido generalmente es más alto en las frecuencias bajas debido a las propiedades del micrófono y a sonidos de baja frecuencia del cuerpo, tales como la respiración. El rechazo de artefactos puede realizarse eliminando las memorias con alto nivel de ruido, o ponderando cada memoria de acuerdo a su contenido de ruido. Además, el nivel de ruido se reduce al promediar la señal registrada en el dominio del tiempo. La idea de promediar consiste en que la señal es constante y por lo tanto idéntica en cada memoria, mientras que el ruido es azaroso y por lo tanto cambia en cada memoria. Sumar todas las memorias aumenta la señal y disminuye el ruido. Teóricamente, la mejora en SNR es proporcional a la raíz cuadrada del número de muestras que se promedian, limitado por las propiedades técnicas (por ej. ruido de cuantificación)

Las OAEs pueden examinarse únicamente con una sonda especial que generalmente contiene un (en el caso de TEOAE) o dos (para TEOAE o DPOAE) parlantes y un micrófono (ver *Figura 29*). Para el registro de DPOAE, habitualmente se utilizan parlantes separados para cada tono primario para excluir componentes de distorsión generados técnicamente.

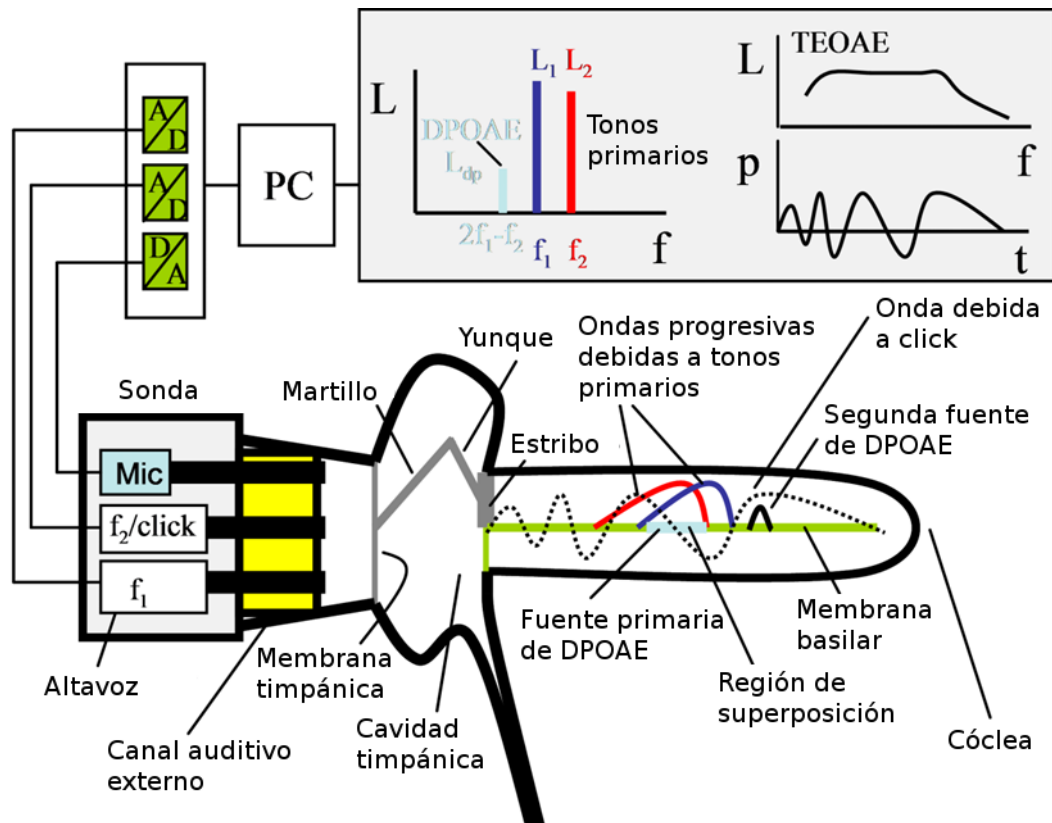


Figura 29: Esquema de la medición de TEOAE y DPOAE (A/D = Conversor Análogo-Digital, D/A = Conversor Digital-Análogo, PC = Computadora Personal, L = nivel de presión de sonido, p = presión de sonido, f = frecuencia, t = tiempo)

Antes de cada medición de OAE, se realiza automáticamente una calibración de la sonda para adaptar la potencia del estímulo al volumen del canal auditivo. Sin embargo, debido al efecto de las ondas estacionarias, el volumen estimado del canal auditivo puede no reflejar exactamente el volumen real del canal auditivo en todos los casos (Siegel, 1994; Whitehead *et al.*, 1995). La sonda debe insertarse correctamente con un buen sello y sin pérdidas entre la sonda y el canal auditivo. Si hay pérdidas, los componentes de sonido de baja frecuencia no pueden ser presentados correctamente a la cóclea y por lo tanto las células ciliadas externas apicales y medias no contribuirán a la respuesta de OAE. Más aún, la oclusión correcta del canal auditivo con la oliva disminuye la influencia de sonidos externos. Los canales de la sonda no deben estar bloqueados, por ejemplo, por cerumen.

Para mayor información sobre la metodología, y aspectos técnicos y clínicos de las OAEs ver Janssen y Müller (2008).

USO PRÁCTICO

En general, se recomienda controlar el funcionamiento de la sonda periódicamente (por ej. si se utiliza la sonda con frecuencia: una vez al día antes de empezar a examinar pacientes o si se sospecha alguna falla en la sonda). Puede controlarse la sonda colocándola, junto con la punta de sonda apropiada, en la cavidad de prueba correspondiente (la punta de sonda pequeña se controla en la cavidad de prueba azul, la punta de sonda grande en la cavidad de prueba roja). Inicie la prueba de sonda (ver Figura 30) y compruebe si la sonda pasa la prueba. De no ser así, examine el cable de la sonda, la colocación de la punta de sonda sobre la sonda, y los canales de la sonda y de la punta de sonda para comprobar que no haya contaminación. De ser necesario, limpie la punta de sonda. No utilice objetos afilados con la

sonda. Si la sonda no pasa la prueba, o si sospecha mal funcionamiento, por favor intente nuevamente con otra sonda o punta de sonda y/o contacte a su distribuidor.



Figura 30: Prueba de la sonda

LITERATURA

- Abdala C (2000): Distortion product otoacoustic emission (2f1-f2) amplitude growth in human adults and neonates, *Journal of the Acoustical Society of America* 107, p. 446-456.
- Barker SE, Lesperance MM, Kileny PR (2000): Outcome of newborn hearing screening by ABR compared with four different DPOAE pass criteria, *American Journal of Audiology* 9, p. 142-148.
- Berg AL, Spitzer JB, Garvin JH Jr. (1999): Ototoxic impact of cisplatin in pediatric oncology patients, *Laryngoscope* 109, p. 1806-1814.
- Bilger RC, Matthies ML, Hammel DR, Demorest ME (1990): Genetic implications of gender differences in the prevalence of spontaneous otoacoustic emissions, *Journal of Speech and Hearing Research* 33, p. 418-432.
- Boettcher FA, Salvi RJ (1991): Salicylate ototoxicity: review and synthesis, *American Journal of Otolaryngology* 12, p. 33-47.
- Brown AM, Williams DM, Gaskill SA (1993): The effect of aspirin on cochlear mechanical tuning, *Journal of the Acoustical Society of America* 93, p. 3298-3307.
- Burns RM, Keefe DH, Ling R (1998): Energy reflectance in the ear canal can exceed unity near spontaneous otoacoustic emission frequencies. *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 462-474.
- Dallos P (1992): The active cochlea, *Journal of Neuroscience* 12, p. 4575-4585.
- Davis H (1983): An active process in cochlear mechanics. *Hearing Research* 9, p. 79-90.
- Doyle KJ, Fujikawa S, Rogers P, Newman E (1998): Comparison of newborn hearing screening by transient otoacoustic emissions and auditory brainstem response using ALGO-2, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 43, p. 207-211.
- Dreisbach LE, Long KM, Lees SE (2006): Repeatability of high-frequency distortion-product otoacoustic emissions in normal-hearing adults. *Ear and Hearing* 27(5), p. 466-479
- Fausti SA, Larson VD, Noffsinger D, Wilson RH, Phillips DS, Fowler CG (1994): High-frequency audiometric monitoring strategies for early detection of ototoxicity, *Ear and Hearing* 15, p. 232-239.
- Janssen T, Müller J (2008): Active processes and otoacoustic emissions, In: *Springer handbook of auditory research* (editors: Manley AG, Fay RR, Popper AN), Springer, p. 421-460.

- Janssen T, Boege P, Oestreicher E, Arnold W (2000): Tinnitus and 2f1-f2 distortion product otoacoustic emissions following salicylate overdose, *Journal of the Acoustical Society of America* 107, p. 1790-1792.
- Jülicher F, Camalet S, Prost J, Duke TAJ (2003): Active amplification by critical oscillations, In: *Biophysics of the cochlea: from molecule to models* (editor: Gummer A), World Scientific.
- Kalluri R, Shera CA (2001): Distortion-product source unmixing: A test of the two-mechanism model for DPOAE generation, *Journal of the Acoustical Society of America* 109, p. 622-637.
- Kemp DT (1978): Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *Journal of the Acoustical Society of America* 64, p. 1386-1391.
- Kemp DT, Ryan S (1991): Otoacoustic emission tests in neonatal screening programmes. *Acta Otolaryngologica Supplementum* 482, p. 73-84.
- Kopelman J, Budnick AS, Sessions RB, Kramer MB, Wong GY (1988): Ototoxicity of high-dose cisplatin by bolus administration in patients with advanced cancers and normal hearing, *Laryngoscope* 98, p. 858-864.
- Lasky RE (1998a) Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. I. Frequency effects, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 981-991.
- Lasky RE (1998b) Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. II. Level effects, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, 992-1000.
- Liberman MC, Dodds LW (1984): Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. III. Stereocilia damage and alterations of threshold tuning curves. *Hearing Research* 16, p. 55-74.
- Long GR, Tubis A (1988): Modification of spontaneous and evoked otoacoustic emissions and associated psychoacoustic microstructure by aspirin consumption, *Journal of the Acoustical Society of America* 84, p. 1343-1353.
- Lonsbury-Martin BL, Martin GK (2001): Evoked otoacoustic emissions as objective screeners for ototoxicity, *Seminars in Hearing* 22, p. 377-392.
- Margolis RH (2002): Influence of middle-ear disease on otoacoustic emissions, In: *Otoacoustic emissions: clinical applications* (editors: Robinette MS, Glattke 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 Otoemisiones Acústicas Espontáneas (SOAEs)

METODOLOGÍA

Las Otoemisiones Acústicas Espontáneas (SOAE) son sonidos que pueden registrarse en el conducto auditivo externo, utilizando un micrófono de sonda, en ausencia de estimulación acústica. Como todas las OEA, se cree que las SOAE son generadas por las células ciliadas externas de la cóclea y pueden considerarse como un efecto secundario del amplificador coclear.

Se considera que las SOAE están presentes desde aproximadamente el 40 % hasta más del 80 % de pacientes, dependiendo de la edad, si existe pérdida auditiva o no, y el sistema de medición utilizado (Dhar y Hall, 2012). Son señales muy estables, similares a tonos puros, normalmente en un rango de 500 Hz a 4 kHz, y en algunos pocos casos hasta 8 kHz. Son más frecuentes en el oído derecho y en las mujeres. Existen pruebas de que los bebés presentan una mayor prevalencia de SOAE que los niños y los adultos jóvenes (Prieve y Hula, 1999). Además de la prevalencia, existen pruebas de que las SOAE de adultos y bebés se producen a frecuencias diferentes (Bright, 1997; Prieve y Hula, 1999).

El uso clínico de las SOAE es más limitado que el de las otoemisiones acústicas evocadas porque no están presentes en todos los oídos y existe variabilidad entre individuos en la frecuencia y amplitud de las SOAE registradas, aunque son estables en frecuencia para un mismo individuo. Cuando están presentes, se cree que soportan niveles de audición normales en la región de la frecuencia de la SOAE con niveles de audición no superiores a 25 dB HL. Además, en algunos oídos las SOAEs se correlacionan con los acúfenos y pueden utilizarse como complemento de la acufenometría.

USO PRÁCTICO

Seleccione OAE y, a continuación, SOAE en la pantalla de selección de módulos. Tenga en cuenta que no hay protocolos disponibles para este módulo. El paciente debe estar tranquilo y sentado cómodamente en una silla o acostado en una cama. En el caso de los bebés, intente realizar la prueba mientras duermen. Asegúrese de que hay conectada una sonda válida (por ejemplo, EP-TE, EP-DP o EP-LT) y de que el cable de la sonda no roce con ningún material como, por ejemplo, la ropa. Seleccione una oliva con un tamaño adecuado que coincida con el tamaño de la punta de la sonda y el tamaño del canal auditivo del paciente. Asegúrese de insertar la sonda sin pérdidas entre la sonda y el canal auditivo. Si la sonda no está insertada correctamente, o si los canales de la sonda están bloqueados, aparecerá una advertencia.

Seleccione el oído a examinar (Derecho+Izquierdo: medición simultánea del oído derecho e izquierdo - sólo disponible cuando hay dos sondas conectadas). Tras la selección, comenzará la prueba y se realizará el análisis estadístico del espectro. En la parte superior de la pantalla se muestra una indicación en dB(A) del nivel de sonido global actual, registrado por los micrófonos de la sonda. Los valores deseables son inferiores a 30 dB(A).

La implementación de las SOAE aplica un bucle de enganche de fase (PLL) a cada candidato a SOAE para lograr una lectura precisa de la frecuencia, lo que permite una resolución de 0,1 Hz.

Se recomienda encarecidamente el uso de auriculares para aislación sonora sobre las sondas durante el registro de las SOAE, ya que el método es muy sensible al ruido externo. El ruido externo no sólo dificultará el registro de SOAE, sino que los componentes tonales del ruido externo también se registrarán como SOAE. Además, el ruido suprime las propias SOAE. Se recomienda grabar SOAE

binauralmente, ya que una detección que aparezca en ambos oídos es un fuerte indicio de que no se trata de una señal SOAE, sino de un componente tonal de ruido ambiental.

Si hay presencia de SOAE, la detección no debería tomar más que unos 5 minutos.

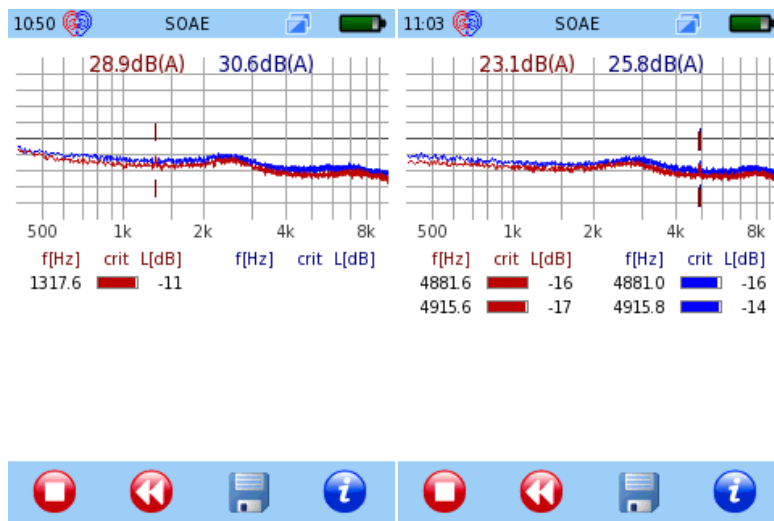


Figura 31: Interfaz SOAE (izquierda: SOAE detectadas a 1317 Hz y -11 dB (SPL); derecha: falsa detección de SOAE de componentes de ruido ambiental tonales – frecuencias correspondientes de ambos oídos)

LITERATURA

- Bright KE (2007): Spontaneous otoacoustic emissions, In: Robinette MS, Glatke 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 Otoemisiones Acústicas Transientes o Transitorias (TEOAEs)

METODOLOGÍA

Las otoemisiones acústicas transientes o transitorias (TEOAEs) generadas por clicks, representan la suma de las respuestas de pulso de las células ciliadas externas a lo largo de la cóclea (ver Figura 29). Casi todas las células ciliadas externas a lo largo de la pared de la cóclea o parte de ellas (el sitio en la cóclea depende de la frecuencia del toneburst) son estimuladas. Debido a la dispersión de frecuencia en la cóclea, puede determinarse el origen de un componente específico de la respuesta de TEOAE a un componente de frecuencia específico de la señal transiente. Dado que la membrana basilar en los sitios basales se mueve más rápido que en los sitios apicales, los componentes de TEOAE en frecuencias altas provienen de los sitios cocleares basales, mientras que los componentes de TEOAE en frecuencias bajas se originan en los apicales. Además, las respuestas basales aparecen al principio y las respuestas apicales al final de la función de tiempo de TEOAE.

Las respuestas de TEOAE son habitualmente evocadas por una de las siguientes secuencias de estímulos: (i) cuatro clicks de igual magnitud (protocolo lineal), (ii) tres clicks de polaridad positiva seguidos por un cuarto click de polaridad inversa con una magnitud relativa 9,5 dB más alta que los clicks positivos correspondientes (protocolo no lineal) (Kemp *et al.*, 1986; Bray, 1989). Basándose en la hipótesis de que los registros de TEOAE se originan en generadores cocleares saturados, se supone

que el protocolo no lineal elimina los artefactos del estímulo de naturaleza lineal (es decir, el mismo estímulo) ya que las señales del estímulo aumentan linealmente con el nivel del estímulo, mientras que las señales de la respuesta (es decir, las emisiones que surgen de la operación no lineal de las células ciliadas externas) aumentan de manera no lineal con el nivel del estímulo. Se acepta en general que el protocolo no lineal es una concesión práctica para maximizar la fiabilidad del registro de TEOAE (Kemp *et al.*, 1990a, b; Grandori y Ravazzani, 1993; von Specht *et al.*, 2001; Hatzopoulos *et al.*, 2003).

Las señales de TEOAE se registran en las cortas pausas entre los estímulos dentro de las secuencias de estímulos. Hay varios métodos objetivos para separar la señal de TEOAE del ruido de fondo y para evaluar automáticamente la validez de una emisión registrada. El primer método se basa en el cálculo de la correlación entre memorias de las señales promediadas en el dominio del tiempo entre dos memorias diferentes (Kemp *et al.*, 1990a). Si las dos memorias son completamente idénticas, el coeficiente de correlación es 1 y por lo tanto la reproducibilidad es del 100%. Se acepta en general una señal como válida si tiene una reproducibilidad de al menos 60%. El segundo método se basa en el cálculo de la razón de potencia espectral de la suma y diferencia de las dos memorias de señales, llamada razón de señal-ruido (SNR). El criterio de pase para una señal válida se establece habitualmente con un SNR de 6 dB. El tercer procedimiento de validación de la señal se basa en una prueba estadística binomial, que determina la probabilidad estadística de que se haya registrado una emisión. La estadística binomial reduce la señal registrada a eventos binarios, y utiliza la información sobre la distribución esperada de estos eventos (distribución binomial) (Giebel, 2001).

La variación inter individual del nivel de TEOAE es alta con una desviación standard superior a 10 dB (Kemp *et al.*, 1986; Probst *et al.*, 1987; Bonfils y Uziel, 1989; Smurzynski y Kim, 1992). Sin embargo, la variación intra individual es baja, con una desviación standard alrededor de 1 dB (Harris *et al.*, 1991).

Al registrar TEOAEs, los artefactos del estímulo pueden generar señales que estén en fase en las dos memorias de promediación, lo que resulta en una pseudo respuesta de alta reproducibilidad. Utilizando las funciones de ventana, puede excluirse al artefacto del estímulo de manera tal que la reproducibilidad general de la señal esté restringida a la sección de interés de la señal (Kemp *et al.*, 1990a, Kemp *et al.*, 1990b). Debe aclararse que, dado que el artefacto del estímulo siempre aparece en el período inicial de registro, los componentes de TEOAE de alta frecuencia del sitio basal de la cóclea se pierden como resultado del procedimiento de ventana. Debido a que el estímulo y los componentes de alta frecuencia de las TEOAE se superponen y por lo tanto tienen que cancelarse durante el registro de TEOAE, las TEOAEs no pueden medir el funcionamiento de las células ciliadas externas en la región basal de la cóclea, es decir, por encima de 4 kHz. Por lo tanto, las TEOAE no pueden detectar una pérdida auditiva en las frecuencias altas. Además, pueden presentarse respuestas válidas de TEOAE en oídos con una pérdida auditiva en frecuencias medias (por ej. pérdida auditiva congénita). El problema de las TEOAEs en estos casos es que niños con pérdida auditiva congénita pueden no ser diagnosticados y la pérdida auditiva se detecta más tarde.

Los problemas de las ondas estacionarias no influyen tanto en la calibración del estímulo de TEOAE de banda ancha como en las DPOAEs. Más aún, las TEOAEs se estimulan generalmente con un nivel de click relativamente alto, es decir, donde la comprensión coclear ya satura el desplazamiento de la membrana basilar. Al contrario de las DPOAEs, no necesita mantenerse una relación de nivel entre los tonos primarios. Como consecuencia, las TEOAEs son menos susceptibles a errores de calibración del estímulo.

Las TEOAEs desaparecen incluso en pérdidas auditivas conductivas leves (> 10-15 dB HL) o pérdidas auditivas cocleares moderadas (> 20-30 dB HL) y por lo tanto son una herramienta adecuada para el screening auditivo (neonatal) (Robinette y Glattke, 2002; Janssen, 2009; Janssen y Müller (2009)).

Para obtener información con mayor especificidad de frecuencia y cuantitativa con respecto a la pérdida auditiva, se recomienda realizar mediciones de umbral con DPOAE o ASSR.

Hay dos opciones para TEOAE:

- **TEOAE Rápido** permite una prueba simple de TEOAE con un algoritmo estadístico automatizado para la detección de respuesta con criterios fijos. TEOAE Rápido evalúa el funcionamiento de las células ciliadas externas cocleares más cualitativamente. La prueba puede realizarse en forma binaural conectando dos sondas. Al hacer esto, se reduce el tiempo de prueba aproximadamente a la mitad.
- **TEOAE Diagnóstico** permite una prueba con mayor profundidad para evaluar las respuestas en cinco bandas de frecuencias de media octava, alrededor de 1; 1,5; 2; 3; y 4 kHz y a diferentes niveles de estimulación. El usuario puede establecer los criterios, es decir, criterio de pase según SNR (6 o 9 dB) para cada banda de frecuencia y un criterio de pase general (número de bandas de frecuencias que deben pasar para un pasa general: 3/5, 4/5, 5/5).

USO PRÁCTICO

Seleccione la prueba TEOAE que desea realizar en la pantalla de selección de módulos, es decir, *TEOAE Rápido* o *TEOAE Diagnóstico*. Si su equipo tiene licencia para más de una prueba de OAE, encontrará *TEOAE Rápido* y *TEOAE Diagnóstico* en la sección OAE. Para TEOAE Diagnóstico: de ser necesario, cambie los parámetros (por ej. criterio SNR para cada banda, criterio de pase general). Por favor tenga en cuenta que la selección de parámetros de pase influye en el resultado general de la prueba, es decir, diferentes parámetros pueden resultar en diferentes resultados generales. Cuanto más estrictos son los criterios seleccionados, más prominente deberá ser la respuesta de TEOAE que conlleve un resultado válido. Los criterios se guardan junto con los datos de los resultados y no pueden cambiarse posteriormente.

El paciente debe estar tranquilo y sentado cómodamente o acostado. Para bebés, se recomienda realizar la prueba mientras el paciente duerme. Asegúrese de conectar una sonda válida (por ej. EP-TE, EP-DP o EP-LT) y de que el cable de la sonda no esté en contacto con nada, como por ej. ropa. Seleccione una oliva del tamaño adecuado, con la punta de sonda correspondiente, de acuerdo al tamaño del canal auditivo del paciente. Asegúrese de insertar la sonda sin pérdidas entre la sonda y el canal auditivo. En los casos en que la sonda no haya sido insertada correctamente, o en que los canales de la sonda estén bloqueados, aparecerá una advertencia.

Seleccione el oído a examinar (*Derecho+Izquierdo*: medición simultánea del oído derecho e izquierdo – disponible solamente para TEOAE Rápido cuando hay dos sondas conectadas). Antes de comenzar la medición, se muestra la pantalla de calibración (ver *Figura 32*). En el modo de calibración *experto* (configuración en *Preferencias de TEOAE*), durante la calibración se evalúan los parámetros nivel del estímulo, simetría entre los dos canales (no si se utiliza la sonda de un canal EP-TE), y pérdida (flecha verde: ok, Ø gris: no ok) ①. Si los criterios de estímulo y simetría pasan, pero el control de pérdida no pasa, después de unos segundos puede saltarse la calibración con el botón *avanzar* ②. Si se cumple con los tres criterios, el gráfico de calibración se torna verde. En el modo de calibración *simple* (configuración en *Preferencias de TEOAE*), se muestra un semáforo durante la calibración. Mientras no

se alcancen todos los criterios de calibración, el semáforo permanece en rojo o amarillo. Cuando se cumple con todos los criterios, el semáforo se torna verde. Después de la calibración exitosa de la sonda, la medición comienza automáticamente.



Figura 32: Calibración de sonda TEOAE (arriba izquierda: modo experto monaural; arriba centro: modo experto monaural con opción de saltar; arriba derecha: modo experto binural; abajo izquierda/centro: modo simple monaural; abajo derecha: modo simple binaural)

Para TEOAE Rápido se presenta una secuencia no lineal de estímulos click de banda ancha a un nivel fijo (85 dB peSPL) y para TEOAE Diagnóstico a un nivel definido por el usuario. El micrófono de la sonda detecta la respuesta.

Durante la medición (ver Figura 33) se indican el progreso general de la medición ⑤ y el nivel de ruido ④. El nivel de ruido es un indicador de que las condiciones de medición son adecuadas. Bajo las condiciones correctas, la barra del nivel de ruido debería permanecer en el cuarto inferior. Si la barra de nivel de ruido es mayor, los niveles de ruido ambiental pueden ser demasiado altos, el paciente puede no estar suficientemente tranquilo (por ej. tragando, moviéndose), o el cable de la sonda puede estar en contacto por ej. con la ropa. Si la verificación de pérdida está activada en *Preferencias TEOAE* y el criterio falla durante la prueba (por ej. cuando la sonda se sale del canal auditivo) aparece la advertencia “*inestable*” en el lugar de la barra verde de ruido. El tiempo total de medición depende de las condiciones de la prueba, es decir, a mayor nivel de ruido, la velocidad de la barra de progreso será más lenta.

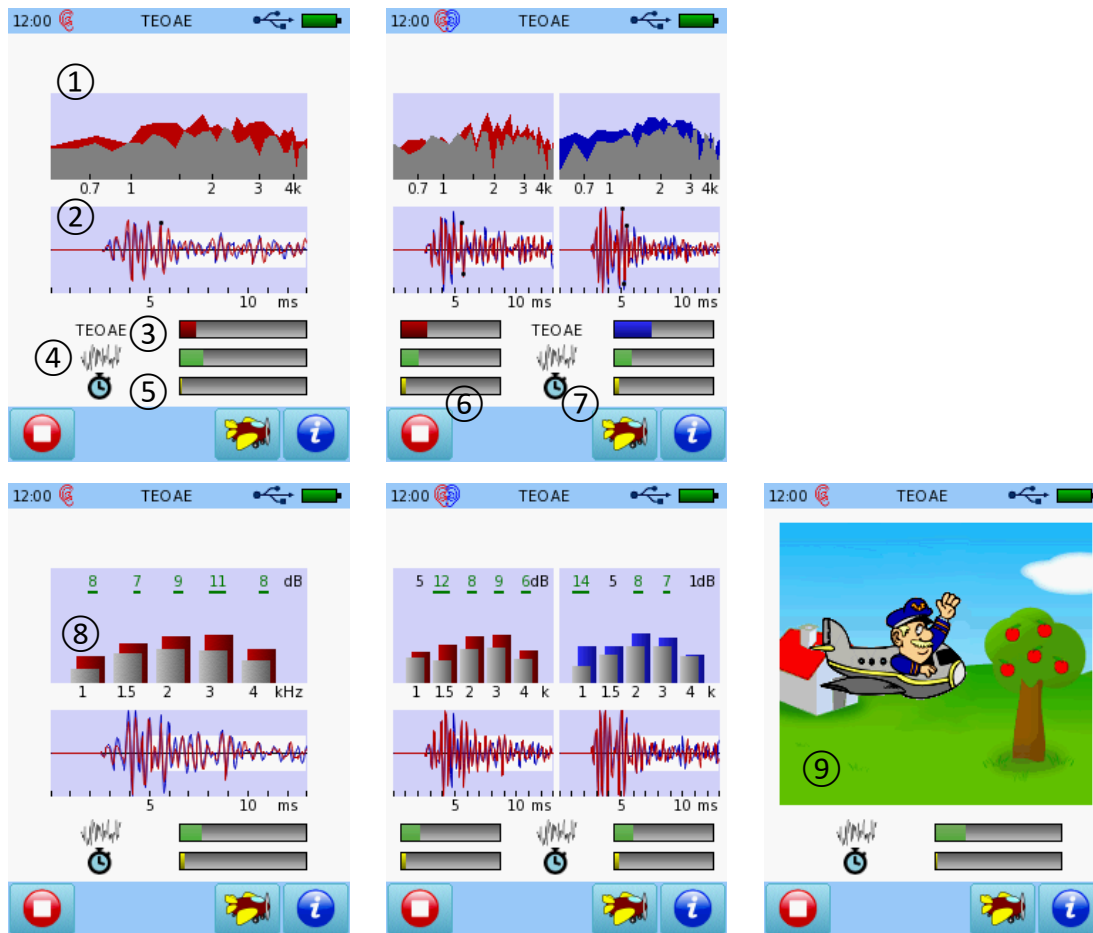


Figura 33: Medición de TEOAE (arriba: TEOAE Rápido; abajo: TEOAE Diagnóstico; izquierda: monaural; derecha: binaural; abajo extrema derecha: modo historieta)

Durante la prueba, la pantalla muestra el curso del tiempo (promediado en dos memorias, ventana del tiempo de 5 a 13 ms) ② y el espectro de frecuencia (señal: área roja (oído derecho), área azul (oído izquierdo), ruido: área gris). Para *TEOAE Rápido* se muestran un espectro continuo ① y una barra de validez de TEOAE ③. Para *TEOAE Diagnóstico*, se muestra el espectro separadamente para cada banda de frecuencia junto con los valores actuales de SNR ⑧. El modo historieta (avión u otros objetos volando en un paisaje de historieta ⑨) puede activarse presionando sobre el botón que muestra un avión ⑦. El modo historieta está diseñado específicamente para focalizar el interés del niño y por lo tanto mejorar las condiciones de ruido durante la prueba. El examinador puede abortar la prueba utilizando el botón de detener ⑥.

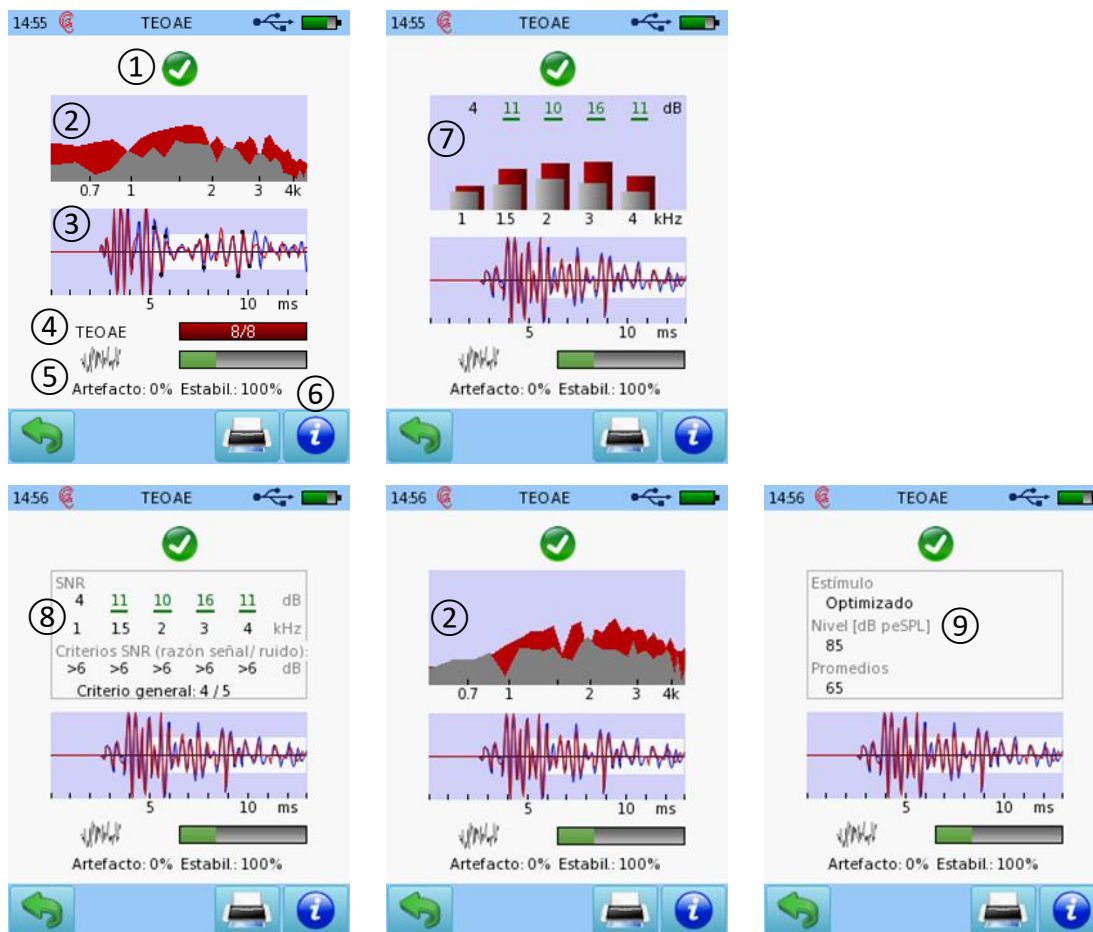


Figura 34: Resultado de TEOAE (arriba izquierda: TEOAE Rápido; arriba derecha: TEOAE Diagnóstico con visualización de bandas de frecuencia; abajo izquierda: visualización de SNR, abajo centro: visualización de espectro, abajo derecha: visualización de parámetros)

Al terminar la prueba, la pantalla de resultados (ver Figura 34) muestra el estado general de los resultados ① (símbolo verde si se alcanzó el criterio de la prueba o símbolo rojo si no; un signo de interrogación amarillo indica que el usuario detuvo la prueba). Para el análisis posterior, se muestra el espectro de la señal de la respuesta y el ruido (TEOAE Rápido: espectro continuo ②; TEOAE Diagnóstico: se muestran las bandas de frecuencia ⑦) y el tiempo de la señal ③ junto con datos de calidad, tales como nivel de ruido ⑤, tasa de artefactos, y estabilidad del estímulo ⑥. Para TEOAE Rápido puede leerse la validez estadística de la barra de validez de TEOAE ④. Para TEOAE Diagnóstico pueden mostrarse visualizaciones adicionales de los resultados presionando la pantalla de resultados, tales como SNR y criterios generales de pase ⑧, espectro continuo ②, y parámetros de la prueba (tipo de estímulo, nivel y promediado) ⑨.

En caso de no detectarse resultado válido, y si la tasa de artefactos excede el 20%, o si la estabilidad del estímulo es inferior al 80%, por favor trate de eliminar las posibles causas (por ej. ruido ambiental, posición incorrecta de la sonda) y repita la medición.

LITERATURA

- 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 Otoemisiones acústicas de Producto de Distorsión (DPOAEs)

METODOLOGÍA

Las otoemisiones acústicas de producto de distorsión (DPOAEs) representan distorsiones cúbicas de las células ciliadas externas al ser estimuladas simultáneamente por dos tonos f_1 (frecuencia menor) y f_2 (frecuencia mayor) (ver Figura 29). Las DPOAEs surgen directamente de la no-linealidad compresiva de frecuencia específica de las células ciliadas externas (Brownell *et al.*, 1985; Kemp *et al.*, 1986). Los dos tonos primarios interactúan en la cóclea dentro de la región en que se superponen las ondas progresivas de los dos tonos primarios cerca del lugar característico de f_2 . En consecuencia, las DPOAEs pueden utilizarse para realizar una evaluación de frecuencia específica de la disfunción coclear en el lugar de f_2 . En los seres humanos, pueden detectarse productos de distorsión tanto cuadráticos (f_2-f_1) como cúbicos ($2f_1-f_2$). El componente de distorsión cúbica $2f_1-f_2$ tiene la mayor amplitud y es por lo tanto el usado primordialmente en diagnóstico auditivo (Gorga *et al.*, 2000). Las amplitudes de DPOAE generalmente tienen un rango desde aproximadamente 20 dB SPL hasta el nivel limitante del ruido, es decir, aproximadamente -20 dB SPL. Las DPOAEs brindan información cuantitativa y con especificidad de frecuencia sobre el rango y las características operativas del amplificador coclear, es decir, sensibilidad, compresión, y selectividad de frecuencia del aparato auditivo. Especialmente, las funciones extrapoladas I/O de DPOAE (ver Figura 35) permiten evaluar la pérdida de sensibilidad y compresión coclear (Janssen y Müller, 2008). El número de células ciliadas externas que contribuyen a la generación de DPOAEs depende del tamaño de la región de superposición, que es determinada por los niveles de los tonos primarios L_1 y L_2 , y la razón de frecuencia f_2/f_1 . Se ha encontrado que una razón de frecuencia de aproximadamente 1,2 es óptima. Se han sugerido diferentes razones de nivel de tonos primarios. Un parámetro de nivel de tonos primarios, que tiene en cuenta la diferente compresión de las ondas progresivas del tono primario en el lugar de f_2 , es el paradigma de la tijera (Whitehead *et al.*, 1995; Kummer *et al.*, 2000; Boege y Janssen, 2002). Debido a la pendiente pronunciada de la onda progresiva hacia el ápice de la cóclea, el sitio de máxima interacción es cercano al lugar de f_2 en la cóclea. Para preservar la superposición óptima de las ondas progresivas del tono primario a una razón de frecuencia constante, la diferencia de nivel de los tonos primarios debe aumentarse a medida que se disminuye el nivel del estímulo. Esto resulta en una disminución en L_1 menor que la disminución en L_2 (ver Figura 35).

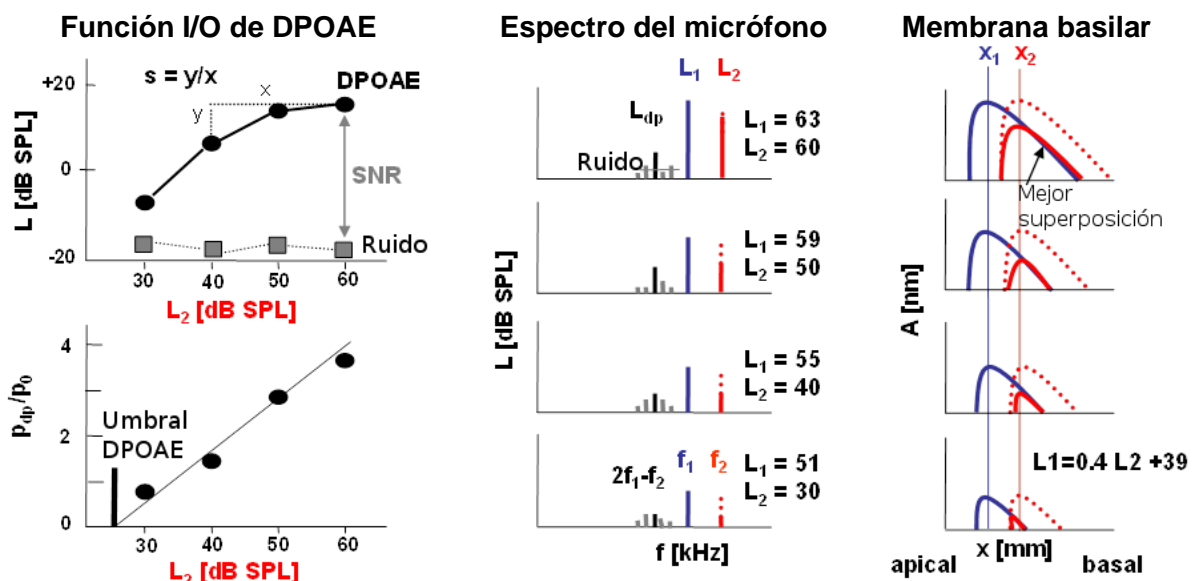


Figura 35: Esquema de la generación de DPOAE con diferentes parámetros de niveles de tonos primarios: paradigma de la tijera (líneas completas), $L_1 = L_2$ (líneas punteadas)

A pesar de que supuestamente las DPOAEs reflejan primordialmente la actividad de las células ciliadas externas en el lugar de f_2 , hay evidencias de que las DPOAEs son generadas por dos fuentes cocleares diferentes (Whitehead *et al.*, 1992; Brown *et al.*, 1996; Shera y Guinan, 1999). Como ya se mencionó, la primera fuente, que es aquella cuyo efecto se mide, se encuentra en la región de superposición de las ondas progresivas de los dos tonos primarios cerca del lugar de f_2 , y es provocada por la distorsión intermodulación. La segunda fuente, que agrega constructiva o destructivamente de manera involuntaria a la emisión de la primera fuente, se ubica en el lugar de frecuencia característica de la emisión a $2f_1 - f_2$ y se debe a la reverberación de energía que ha viajado apicalmente desde la región de superposición cercana a f_2 . Por lo tanto, la señal compuesta de DPOAE, que es la que se registra en el canal auditivo externo, surge a partir de la energía de las dos fuentes que interactúan. La influencia de la segunda fuente de DPOAE puede observarse al controlar el nivel de DPOAE a través de las frecuencias con el espaciamiento frecuencial estrecho de f_2 (estructura fina de DPOAE).

Hay varios métodos objetivos para separar la señal de DPOAE del ruido y para evaluar automáticamente la validez de una emisión registrada. El primer método se basa en el cálculo del nivel de ruido promediando los niveles de varios componentes de frecuencias adyacentes alrededor del componente de la frecuencia de DPOAE, donde la SNR es indicada por la diferencia entre el nivel de emisión y el nivel de ruido. El criterio de SNR generalmente se fija en 6 dB. El segundo procedimiento de validación de datos se basa en estadísticas de fase, que controlan el acoplamiento de la fase del componente de DPOAE a la fase de los tonos primarios. La estadística de fase promedia los vectores normalizados de fase de la señal recibida como la frecuencia DPOAE conocida. Como en la estadística binomial, puede modificarse la escala de la suma de vectores en términos de probabilidad, lo que ofrece sensibilidad definida y muy alta. El nivel de significancia típico supera el 99% para cada frecuencia examinada.

La variación intra-individual del nivel de DPOAE es baja, con una desviación standard inferior a 2 dB (Johnsen y Elberling, 1982a, b). Mediciones repetitivas de DPOAE sin cambiar la posición de la sonda mostraron una desviación standard del nivel de DPOAE con aumento exponencial, y con aumento de SNR (Janssen *et al.*, 2005a). Por ejemplo, con SNR de 10 dB, la desviación standard es de 1,8 dB; con SNR de 20 dB, 0,7 dB; y con SNR de 40 dB, 0,1 dB. Esto significa que a mayor SNR, mayor es la fiabilidad de la medición de DPOAE. Este descubrimiento es importante para la evaluación de pequeños cambios en DPOAE. Para la práctica clínica, mediciones repetitivas de DPOAE cambiando la posición de la sonda son relevantes. La desviación standard del nivel de DPOAE fue de aproximadamente 1,6 dB (Müller *et al.*, 2005) al cambiar la posición de la sonda entre mediciones.

Los **DPOAE gramas** muestran el nivel de DPOAE L_{dp} como función de f_2 (el sitio principal de generación de DPOAE) para una combinación seleccionada de niveles de tonos primarios L_1 y L_2 . Debe recalarse que los DPOAE gramas reflejan mejor la sensibilidad del amplificador coclear (CA) cuando se registran a niveles lo más cercanos posible al umbral (Janssen *et al.*, 1998; Kummer *et al.*, 1998; Dorn *et al.*, 2001). En casos de audición normal (CA normal), los DPOAE gramas están más cerca entre sí en los niveles de estimulación más altos y más separados en los niveles de estimulación bajos, lo que refleja el procesamiento de sonido no lineal en la cóclea. En los casos de oídos con pérdida auditiva coclear (CA dañado), los DPOAE gramas están separados aún con niveles altos de estimulación, lo que indica una pérdida de compresión de CA (Janssen *et al.*, 1998, Kummer *et al.*, 1998, Neely *et al.*, 2003).

Las funciones I/O de nivel de DPOAE muestran el nivel de DPOAE L_{dp} como una función del nivel L_2 del tono primario para un f_2 seleccionado, y por lo tanto reflejan la dinámica de CA en el lugar de f_2 en la cóclea (Dorn *et al.*, 2001). En casos de audición normal, en respuesta a estímulos de nivel bajo, las funciones I/O de nivel de DPOAE muestran pendientes pronunciadas, mientras que a estímulos de nivel alto las pendientes disminuyen, dado que reflejan la fuerte amplificación a nivel bajo y la disminución de la amplificación (saturación) en niveles de sonido moderados. Sin embargo, esto sucede solamente cuando se utiliza un parámetro específico de nivel de estimulación, lo que explica la distinta compresión de los tonos primarios en el lugar de f_2 (paradigma de la tijera: Kummer *et al.*, 2000).

Las funciones I/O de presión de DPOAE muestran la presión de DPOAE p_{dp} (en lugar del nivel de DPOAE L_{dp}) como una función del nivel del tono primario L_2 . Debido a la dependencia logarítmica del nivel de DPOAE en el nivel del tono primario, hay una dependencia lineal entre la presión de DPOAE p_{dp} y el nivel del tono primario L_2 (Boege y Janssen, 2002). Por lo tanto, los datos de DPOAE pueden ajustarse fácilmente con análisis de regresión lineal.

El punto de intersección de la línea de regresión lineal con el eje L_2 en $p_{dp} = 0$ Pa puede por lo tanto servir como estimación del nivel de estímulo en el **umbral de DPOAE** (ver *Figura 36*; Boege y Janssen, 2002; Gorga *et al.*, 2003). El nivel estimado de umbral L_{dpth} cuando se marca sobre la frecuencia f_2 provee una medida para estimar el umbral CA en el lugar de f_2 . Debido a las ondas estáticas en el canal auditivo externo, no puede siempre determinarse fielmente el estímulo y la respuesta, y por lo tanto los umbrales de DPOAE no siempre coinciden con los umbrales de tonos puros. Esto ocurre especialmente para canales auditivos con volúmenes grandes. En estos casos la discrepancia entre umbrales de DPOAE y umbrales de audiometría ocurrirá principalmente en adultos (dependiendo del tamaño del canal auditivo) en la región de frecuencias medias alrededor de 3 kHz y en las frecuencias más altas (> 6 kHz). Los efectos de las ondas estáticas son menos relevantes en los recién nacidos y niños pequeños debido a la menor longitud del canal auditivo (Keefe *et al.*, 1993). La relación entre el nivel de OAE y el umbral auditivo – o en realidad su falta de relación – ha sido debatida con insistencia. Anteriormente era habitual definir límites de confianza para determinar el grado de certeza con el cual una respuesta medida podía asignarse a audición normal o pérdida de audición (Gorga *et al.*, 1996; Gorga *et al.*, 2000), o para definir un umbral de detección de DPOAE como el nivel de estímulo al cual la respuesta era equivalente al ruido presente en el instrumento (Dorn *et al.*, 2001). Sin embargo, dado que el ruido es de origen técnico (por ej. ruido del micrófono) el umbral evaluado de esta manera no coincide con el umbral conductual. Una medición más significativa es el punto de intersección entre la función I/O DPOAE extrapolada y el eje del nivel del tono primario al cual la presión de sonido de la respuesta es cero, y por lo tanto cuando las células ciliadas externas no están activas. Al utilizar el paradigma de la tijera para provocar DPOAEs, ocurre una dependencia lineal entre la presión de sonido de las DPOAEs y el nivel de presión de sonido del tono primario. El umbral de DPOAE estimado L_{dpth} es independiente del ruido y parece estar más cercano al umbral conductual que el umbral de detección de DPOAE (Boege y Janssen, 2002; Gorga *et al.*, 2003; Janssen *et al.*, 2006).

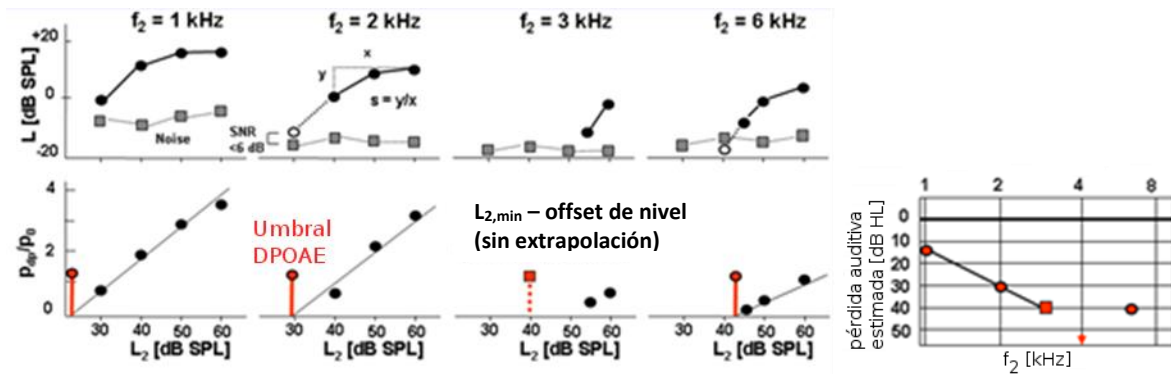


Figura 36: Esquema general de un audiograma de DPOAE derivado de la estimación de umbral con DPOAE

Al marcar el umbral de DPOAE en dB nivel de audición (hearing level - HL), los umbrales estimados de DPOAE pueden trazarse en un audiograma (**DPOAE audiograma**) (ver Figura 36). Los audiogramas de DPOAE pueden aplicarse en bebés con resultado no pasa en el screening auditivo neonatal para revelar una pérdida auditiva conductiva transitoria debida a disfunción tubárica y/o fluido amniótico en la cavidad timpánica, o para confirmar una pérdida auditiva coclear persistente en el diagnóstico de seguimiento. En el caso de pérdidas auditivas leves o moderadas, los DPOAE audiogramas son un método alternativo a la audiometría conductual o audiometría de respuesta evocada de frecuencia específica [potenciales evocados de tronco (ABR) con estímulos de banda estrecha o potenciales de estado estable – (ASSR)]. Especialmente en niños en los que el audiograma condicionado de campo libre no refleja el umbral real, los DPOAE audiogramas pueden evaluar la pérdida auditiva coclear con mayor precisión que las pruebas conductuales. Más aún, puede detectarse una pérdida auditiva unilateral. Los DPOAE audiogramas pueden evaluar cuantitativamente la pérdida auditiva en distintas frecuencias en un par de minutos. Predecir la pérdida auditiva en cinco frecuencias con ABR de tone burst o ASSR puede llevar media hora o más. Esta es una ventaja esencial de DPOAE sobre ABR de tone burst o ASSR. Por lo tanto, los DPOAE audiogramas pueden servir como una herramienta avanzada para cerrar la brecha entre screening y pruebas audiológicas en la audiolología pediátrica.

La pendiente de DPOAE, calculada a partir de las funciones I/O de nivel de DPOAE (por ej. entre niveles de estímulos L_2 de 40 y 60 dB SPL), indica la compresión de CA. Al trazarse sobre la frecuencia, puede establecerse un perfil de la pendiente. En oídos con pérdida auditiva coclear, la pendiente s de la función I/O del nivel de DPOAE aumenta a medida que aumenta la pérdida auditiva, indicando una pérdida en la compresión CA (Janssen *et al.*, 1998; Kummer *et al.*, 1998; Müller y Janssen, 2004; Neely *et al.*, 2003). La pendiente de DPOAE difiere significativamente entre clases de pérdida auditiva (Janssen *et al.*, 2005b). Se ha indicado que la pendiente de DPOAE es relativa a la pendiente de las funciones de nivel de sonido (Neely *et al.*, 2003, Müller y Janssen, 2004). Por lo tanto, se sugiere que la pendiente de las funciones I/O de DPOAE permite una evaluación cuantitativa de la compresión CA y por lo tanto provee una prueba de reclutamiento objetiva. La evaluación cuantitativa de pérdida auditiva y reclutamiento es necesaria especialmente para ajustar audífonos en niños. Con la ayuda de los audiogramas de DPOAE y las características de crecimiento de DPOAE en el oído con trastornos cocleares, pueden obtenerse parámetros adicionales para el ajuste de audífonos en pacientes no cooperativos (Müller y Janssen, 2004).

Puede observarse la influencia de la segunda fuente de DPOAE al trazar el nivel de DPOAE sobre la frecuencia con un espacio frecuencial estrecho, alrededor de ≤ 100 Hz (**estructura fina de DPOAE**).

Debido a la superposición destructiva o constructiva de la segunda fuente sobre la frecuencia, puede observarse un patrón de picos y valles en la estructura fina de DPOAE en pacientes con audición normal o cercana a la normal (He y Schmiedt, 1993, 1996, 1997; Talmadge *et al.*, 1999; Mauermann *et al.*, 1999a,b). La estructura fina de DPOAE puede proporcionar información acerca de la estructura fina de los umbrales conductuales de tono puro. Sin embargo, debido a la superposición de la segunda fuente, la correlación entre las dos mediciones no está clara. Más aún, se supone que la estructura fina de DPOAE puede revelar trastornos en las células ciliadas externas en sus primeras etapas, es decir comienzo de pérdida auditiva debida por ejemplo a sobreexposición al ruido o administración de drogas ototóxicas. Se ha indicado que los picos y valles de la estructura fina de DPOAE, y con ellos aparentemente el impacto de la segunda fuente, desaparecen en pacientes con pérdida auditiva en aumento (Mauermann *et al.*, 1999b). En oídos con comienzo de pérdida auditiva, la segunda fuente está activa al menos en algunos sitios de la cóclea. Para la evaluación clínica de las funciones I/O de DPOAE, la interferencia de la segunda fuente de DPOAE deteriora la interpretabilidad y precisión de las mediciones deducidas tales como umbral de DPOAE y compresión, de manera que la eliminación de la segunda fuente debería mejorar su confiabilidad. Esto puede lograrse hasta cierto punto suprimiendo la segunda fuente de DPOAE al estimular el oído simultáneamente con un tono de nivel superior al umbral con una frecuencia cercana a $2f_1-f_2$ (Heitmann *et al.*, 1998), aplicando una técnica de función de ventana (Mauermann y Kollmeier, 2004), utilizando una técnica de descomposición del inicio (Dalhoff *et al.*, 2013), o, como lo propone PATH MEDICAL, utilizando tonos primarios con modulación de frecuencia (Lodwig, 2012, 2013 a,b). Al aplicar una técnica de supresión de DPOAE, deben utilizarse niveles altos de tono de supresión para reducir el impacto de la segunda fuente. Como consecuencia, se afectan las células ciliadas externas cercanas al sitio de $2f_1-f_2$ lo que lleva a una evaluación con menor especificidad de frecuencia de la pérdida auditiva. La desventaja de la técnica de función de ventana es que es un método que lleva mucho tiempo. La técnica de descomposición del inicio parece poder predecir umbrales de audición coclear con gran precisión en corto tiempo. Sin embargo, hasta el momento esta técnica sólo se ha aplicado a pacientes con audición normal en un rango limitado de frecuencias (1.4 to 2.6 kHz).

La técnica de medición **FMDPOAE**TM fue desarrollada por PATH MEDICAL (Lodwig, 2012, 2013 a,b) como un medio para suprimir el impacto de la segunda fuente de DPOAE. Las frecuencias del tono primario se varían en el tiempo, siguiendo $f_1(t) = f_{1norm} + d_1(t)$ y $f_2(t) = f_{2norm} + d_2(t)$ lo que resulta en $f_{dp}(t) = 2*f_1(t) + f_2(t)$. Las frecuencias del tono primario se desplazan entre ± 50 Hz a 1 kHz y ± 100 Hz a 4 kHz, con una tasa de modulación de 1,4 a 1,6 Hz. Debido al desplazamiento de la fase asociada, se reduce el impacto de la segunda fuente, lo que puede deteriorar la detección de DPOAE y por lo tanto la estimación del umbral de DPOAE, especialmente en la estructura fina mínima. Más aún, debido a la modulación de frecuencia se aumenta el número de células ciliadas externas estimuladas, lo que resulta en un nivel mayor de DPOAE. Por lo tanto, FMDPOAE no necesita estímulos adicionales y no aumenta el tiempo de prueba. FMDPOAE parece tener el potencial de mejorar significativamente el desempeño de la prueba de DPOAE, tanto de screening como diagnóstica.

Se ha indicado que las DPOAEs pueden medirse en el caso de pérdida auditiva conductiva hasta 20 a 25 dB HL y en el caso de pérdida auditiva coclear hasta 40 a 50 dB HL, lo que representa aproximadamente el rango del amplificador coclear (Davis, 1983; Ruggero *et al.*, 1997).

En general, las principales aplicaciones clínicas con DPOAE son las siguientes: diagnóstico de seguimiento posterior al screening auditivo (neonatal), evaluación de pérdida de sensibilidad (umbral coclear) y compresión (reclutamiento) de los amplificadores de las células ciliadas externas, y

detección del comienzo de trastornos cocleares durante sobreexposición al ruido o administración de drogas ototóxicas, y adaptación de audífonos, especialmente en niños pequeños.

El screening auditivo neonatal con DPOAE se realiza habitualmente en la región de frecuencias medias (por ej. entre 1,5 y 4 kHz). Las pruebas en altas frecuencias son menos confiables debido al problema de ondas estáticas y las limitaciones del transductor electro-acústico. Por debajo de 1 kHz, la SNR es insuficiente. El objetivo del screening auditivo en la niñez es identificar trastornos auditivos no manifiestos y que pueden causar discapacidad significativa al niño en cuestión. Las pruebas de screening auditivo preescolar deben proporcionar información cuantitativa con mayor especificidad de frecuencia sobre la pérdida auditiva, tal como se obtiene en un audiograma de DPOAE.

Hay dos flujos de trabajo disponibles para DPOAE:

- **DPOAE Rápido/Diagnóstico** permite la medición de DPOAEs con especificidad de frecuencia a uno o varios niveles de estimulación. Se brinda un resultado pasa/no pasa para cada combinación de frecuencia/nivel de estímulo seleccionada. *DPOAE Rápido* se refiere a una medición a un nivel de screening, mientras que *DPOAE Diagnóstico* se refiere a una medición a varios niveles. Pueden establecerse criterios definidos por el usuario, tales como criterios de SNR (6, 9 o 12 dB) y para *DPOAE Rápido* un criterio general de pase (número de respuestas válidas: x de y)
- **DPOAE Umbral** permite la determinación de umbrales de audición coclear con especificidad de frecuencia, al medir DPOAEs con la opción de nivel adaptativo. Estimar la pérdida auditiva coclear a través de las funciones I/O de DPOAE extrapoladas provee una evaluación cuantitativa de la función/disfunción de las células ciliadas externas. Antes de medir cada frecuencia específica se realiza un procedimiento automático de optimización de frecuencia y nivel.

Las pruebas de DPOAE pueden realizarse de manera binaural si hay dos sondas conectadas. Esto reduce el tiempo de prueba aproximadamente a la mitad. Con los módulos mencionados arriba, pueden medirse DPOAEs en las frecuencias f_2 de 1 a 8 kHz (para DPOAE Diagnóstico con *DPHIREs* se extiende el rango de frecuencias).

Para los equipos Sentiero Desktop puede realizarse *DPOAE Diagnóstico* presurizado. Esta opción permite medir DPOAEs con offset de presión estática para compensar una variación en la complacencia máxima del oído medio. El uso de DPOAEs presurizadas puede mejorar la detección de DPOAE en pacientes con timpanogramas no normales (ver por ej. Zebian *et al.*, 2013; Beck *et al.*, 2016).

Hay varias extensiones de módulos disponibles que permiten opciones adicionales específicas:

- **DPOAE multicanal** permite medir simultáneamente DPOAEs a varios pares de tonos primarios (Zurek y Rabinowitz, 1993; Lodwig, 2013b). Para evitar la superposición de las ondas progresivas de los pares de tonos ($f_{11}:f_{21}$, $f_{12}:f_{22}$, $f_{13}:f_{23}$, ...) en la membrana basilar, las frecuencias de los pares de tonos $f_{1i}:f_{2i}$ deben tener una distancia neta de por lo menos una octava. La distancia en frecuencia de los tonos primarios se controla automáticamente.
- **FMDPOAE™** permite medir DPOAE con tonos primarios con modulación de frecuencia, con el objetivo de reducir la influencia de la segunda fuente de DPOAE y por lo tanto mejorar la confiabilidad de la detección de DPOAE y mejorar la estimación de umbrales de audición.

Extensión solamente para *DPOAE Diagnóstico*:

- **DPOAE Alta Resolución** permite que el usuario seleccione las frecuencias inicial y final para la medición de DPOAE, de 0,8 a 10 kHz, y defina el incremento de manera lineal o logarítmica. Esto permite por un lado medir DPOAE gramas en un rango de frecuencias definida por el usuario, y por otro medir la estructura fina de DPOAE con un gran nivel de detalle frecuencial.

USO PRÁCTICO

Seleccione la prueba de DPOAE que desea realizar en la pantalla de selección de módulos, ya sea *DPOAE Rápido*, *DPOAE Diagnóstico* o *DPOAE Umbral*. Si tiene licencia para más de una prueba de OAE, encontrará *DPOAE Rápido*, *DPOAE Diagnóstico* y *DPOAE Umbral* en la sección OAE. Seleccione el protocolo que desea aplicar. De ser necesario, cambie los parámetros (por ej. frecuencia f_2 ; para *DPOAE Rápido/Diagnóstico*: nivel L_2 , criterio de SNR; para *DPOAE Rápido*: criterio general de pase; para *DPOAE Diagnóstico* ajuste L_2/L_1 , L_{dp} mínimo, límite de tiempo) y si lo desea el nombre del protocolo. Para el ajuste de nivel L_2/L_1 , PATH MEDICAL recomienda utilizar la opción *Auto* que utiliza niveles de tonos primarios optimizados similares a los del paradigma de la tijera de Kummer *et al.* (2000). Puede seleccionar límite de tiempo adaptativo (el equipo controla el tiempo) o límite de tiempo manual, con un tiempo mínimo y máximo de medición. Por favor considere que duplicar el tiempo de medición corresponde a un aumento de SNR de hasta 3 dB. Si está incluido en su licencia, puede activar *FMDPOAE* y *DPOAE Multicanal* para mejorar la confiabilidad de DPOAE y el tiempo de medición, respectivamente. Para *DPOAE Diagnóstico*, puede utilizar la opción *DPOAE Alta Resolución* con incremento lineal o logarítmico para medir DPOAE gramas en un rango de frecuencias definido por el usuario, o para medir la estructura fina de DPOAE. Si se desea investigar las propiedades de la estructura fina, desactive *FMDPOAE*. En todos los otros casos se recomienda activar *FMDPOAE*.

El paciente debe estar tranquilo y sentado cómodamente o acostado. Para bebés, se recomienda realizar la prueba mientras el paciente duerme. Asegúrese de conectar una sonda válida (por ej. EP-DP, EP-VIP) y de que el cable de la sonda no esté en contacto con nada, como por ej. ropa. Seleccione una oliva del tamaño adecuado, con la punta de sonda correspondiente, de acuerdo al tamaño del canal auditivo del paciente. Asegúrese de insertar la sonda sin pérdidas entre la sonda y el canal auditivo. En los casos en que la sonda no haya sido insertada correctamente, o en que los canales de la sonda estén bloqueados, aparecerá una advertencia.

Seleccione el oído a examinar (*Derecho+Izquierdo*: medición simultánea del oído derecho e izquierdo). Después de la calibración exitosa de la sonda, comienza la medición (ver *Figura 32*). Para mayor información sobre la calibración de la sonda, por favor consulte la sección [3.2.3: Otoemisiones Acústicas Transientes o Transitorias \(TEOAEs\)](#). Puede configurar el modo de calibración de la sonda en *Preferencias DPOAE*. Los estímulos de DPOAE se presentan de acuerdo a los parámetros del protocolo, y la respuesta es detectada por el micrófono de la sonda. Durante la medición de *DPOAE Rápido/Diagnóstico*, se muestran los siguientes items en la pantalla:

DPOAE Rápido (ver *Figura 37 – arriba*):

- Barra de validez de DPOAE ① para todas las f_2 seleccionadas al L_2 que se está examinando (el color de la barra corresponde al oído: rojo: oído derecho, azul: oído izquierdo)

DPOAE Diagnóstico (ver *Figura 37 – abajo*):

- Barras de validez de DPOAE ① y de límite de tiempo ④ para las combinaciones de f_2/L_2 que se están examinando
- Matriz del estado de respuesta ⑤ (se muestra para el oído derecho o izquierdo al presionar la pantalla sobre el lado izquierdo o derecho, respectivamente): indica para cada f_2/L_2 si hay DPOAE válida (flecha verde), no válida (\emptyset rojo) o si se omitió (\emptyset gris).
- DPOAE grama ⑩ (solamente para DPOAE de alta resolución – ver *Figura 38*) (se muestra para el oído derecho o izquierdo al presionar la pantalla sobre el lado izquierdo o derecho, respectivamente)

DPOAE Rápido/Diagnóstico

- Barra de progreso general ②
- Barra de ruido ③

DPOAE Umbral (ver *Figura 39*):

- Barra de validez de DPOAE ① y de límite de tiempo ② para las combinaciones f_2/L_2 que se están examinando
- Barra de ruido ③
- Matriz de estado de prueba nivel-frecuencia ⑪: barras verticales completas indican el nivel mínimo al que se detectó DPOAE válido, símbolos cuadrados vacíos indican a qué f_2/L_2 se está realizando la medición de DPOAE
- DPOAE audiograma ⑫ (se muestra para el oído derecho o izquierdo al presionar la pantalla sobre el lado izquierdo o derecho, respectivamente)

Por favor tenga en cuenta que la opción FMDPOAE no afecta la pantalla de medición. Para mediciones binaurales y multifrecuencia, se adapta la interfaz del usuario de manera que todos los datos que se registran simultáneamente se muestran en la misma pantalla.

Si la barra de validez de DPOAE llega a la máxima amplitud, se ha detectado DPOAE válida. Si la barra de progreso llega a la máxima amplitud, se ha alcanzado el límite de tiempo para la medición. El nivel de ruido es un indicador de condiciones de medición adecuadas. Con buenas condiciones de medición, la barra de nivel de ruido debería permanecer en el cuarto inferior. Si la barra de nivel de ruido es mayor (la barra de ruido gradualmente se torna roja), los niveles de ruido ambiental pueden ser demasiado altos, el paciente puede no estar suficientemente tranquilo (tragando, moviéndose), o el cable de la sonda puede estar en contacto por ej. con la ropa. Durante la medición se controla la estabilidad del estímulo utilizando un tono de sonda de baja frecuencia. Si la estabilidad del estímulo se deteriora, por ejemplo debido a movimiento de la sonda, se reinicia el procedimiento de calibración de la sonda. Luego de una re-calibración exitosa, se continúa con la medición.

Las pruebas pueden ponerse en pausa y continuarse después de la pausa ⑦ o detenerse ⑥. También pueden omitirse mediciones en curso de f_2/L_2 ⑧. Para *DPOAE Rápido*, se omiten todas las mediciones de f_2/L_2 en curso. Si se realiza medición binaural, el usuario puede decidir en qué oído omitir la medición f_2/L_2 en curso. Para *DPOAE Diagnóstico*, puede seleccionarse una medición individual de f_2/L_2 en curso. El modo historieta (ver *Figura 33*) está disponible al presionar sobre el botón que muestra un avión ⑨. El modo historieta está diseñado especialmente para focalizar el interés del niño y mejorar las condiciones de ruido durante la prueba.

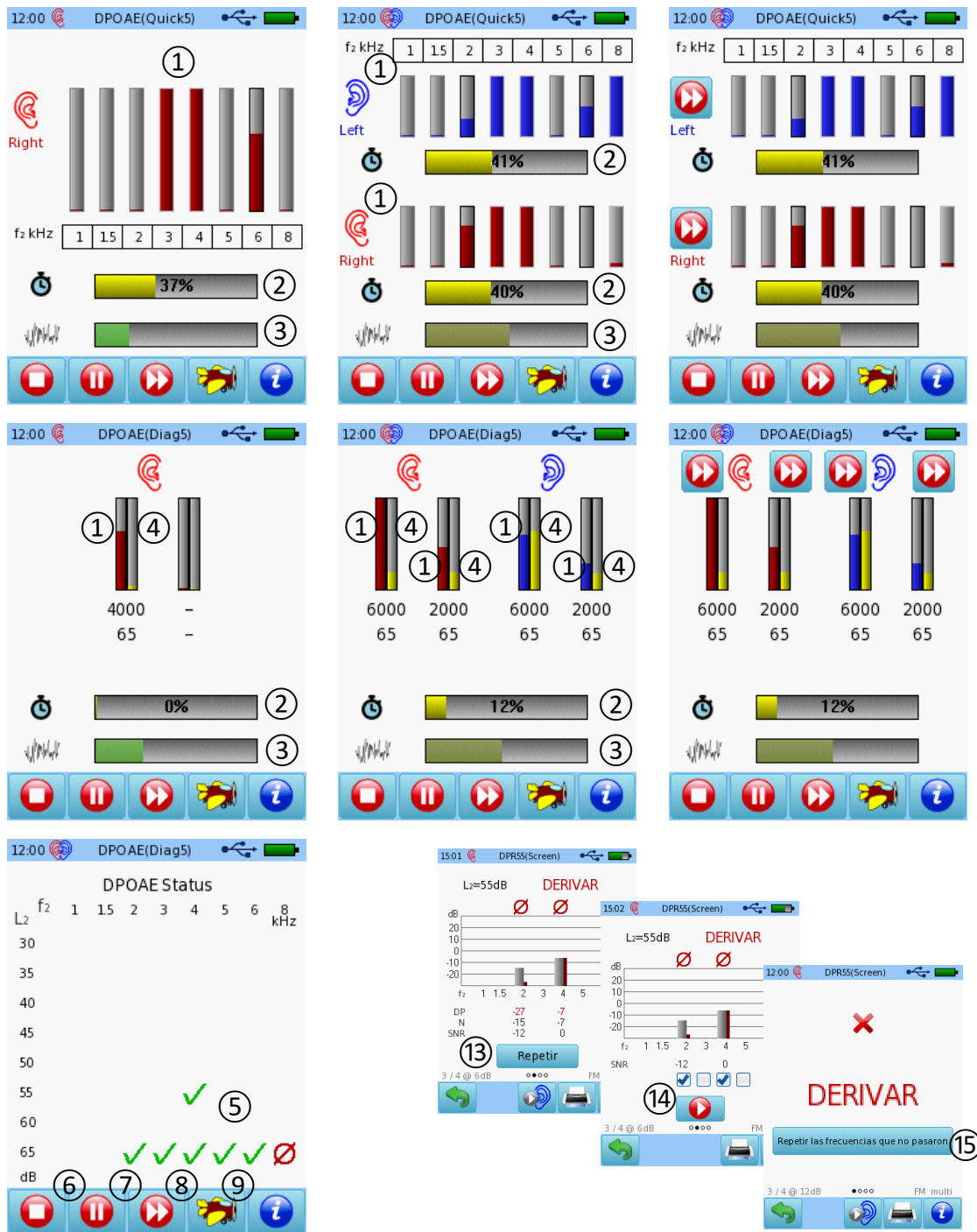


Figura 37: Medición de DPOAE Rápido/Diagnóstico (arriba: DPOAE Rápido, fila del centro: DPOAE Diagnóstico; izquierda: prueba monoaural, centro: prueba binaural, derecha: binaural, omitir medición f_2/L_2 en curso; abajo izquierda: DPOAE Diagnóstico con matriz de respuesta en curso; abajo derecha: DPOAE Rápido opciones Repetir prueba)

Una vez finalizada la prueba *DPOAE Rápido*, pueden repetirse las mediciones de DPOAE en frecuencias específicas presionando el botón *repetir* ⑬ en la visualización de barras. Por defecto se marcan las frecuencias con respuestas no válidas para repetirse, pero puede seleccionarse cualquier frecuencia. La repetición comienza al presionar sobre el botón de *play* ⑭. Si se presiona el botón *repetir frecuencias que no pasaron* ⑮ en la visualización general de resultados, se repite la prueba de DPOAE inmediatamente en las frecuencias con respuestas no válidas. Puede configurarse *DPOAE Diagnóstico*

para que se repitan automáticamente las combinaciones f_2/L_2 con respuestas no válidas una vez finalizada la prueba *DPOAE Diagnóstico*.

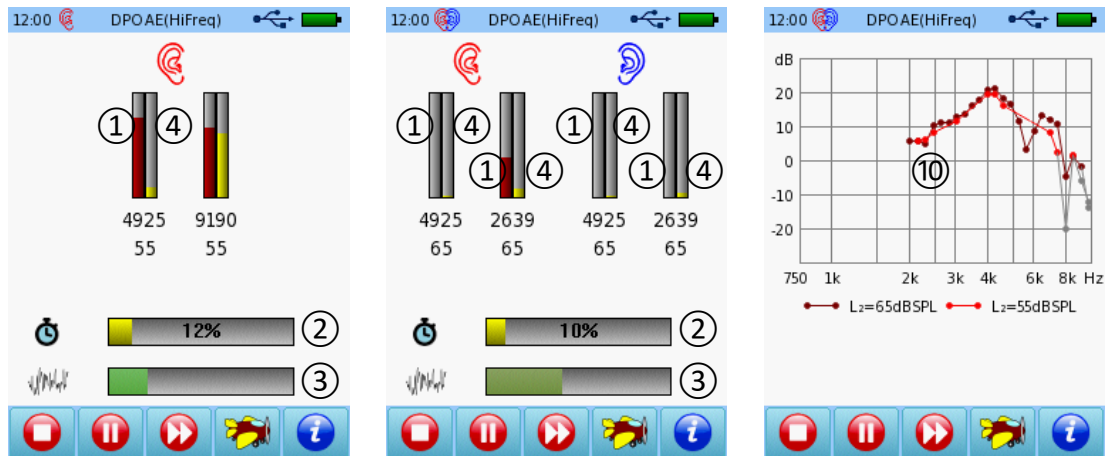


Figura 38: Medición de DPOAE Alta Resolución (izquierda: monoaural; centro: binaural; derecha: DPOAE grama)

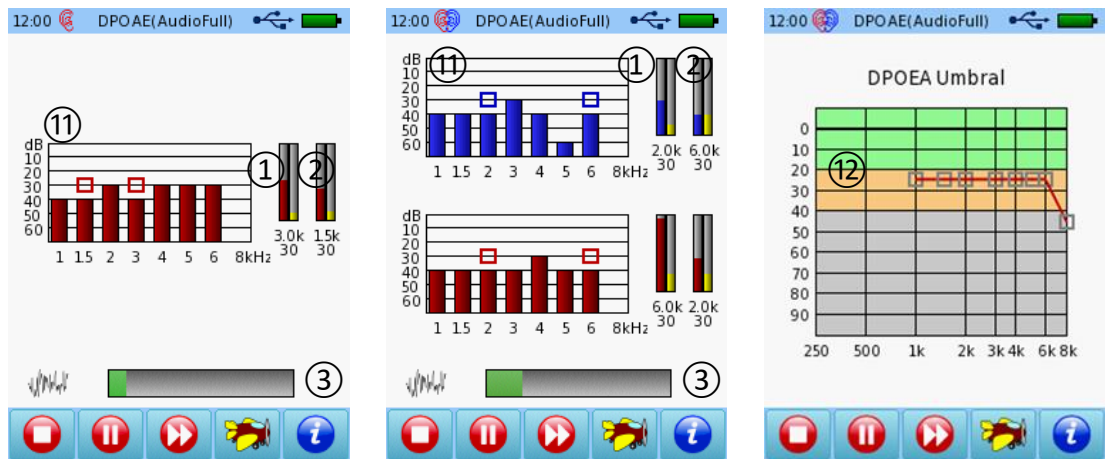


Figura 39: Medición de DPOAE Umbral (izquierda: monoaural; centro: binaural; derecha: audiograma)

Una vez que se ha finalizado la prueba, se muestran los siguientes ítems en la pantalla para cada modulo:

DPOAE Rápido (ver Figura 40):

- Resultado general (dependiendo de la selección x de y en el criterio general de resultado)
- Barras de DPOAE y ruido para cada f_2 examinado para cada L_2
- DPOAE grama: muestra niveles de DPOAE y ruido para todos los f_2 en cada L_2
- Tabla de datos de resultados (incluyendo L_2 , f_2 , nivel de DPOAE L_{dp} , nivel de ruido L_{nf} , y SNR)

Por favor tenga en cuenta que puede cambiarse la visualización de resultados deslizando un dedo horizontalmente sobre la pantalla. Los parámetros relevantes de la prueba (criterio de SNR, FMDPOAE, multicanal) se muestran en gris en la parte inferior de la pantalla de resultados, junto con el número de página de la visualización actual (círculo completo en la línea de círculos: ●○○○ = primera página e cuatro páginas). Puede seleccionarse la pantalla inicial de resultados que desea mostrar en la sección *Preferencias DPOAE* en los ajustes del equipo.



Figura 40: Resultados de DPOAE Rápido (arriba izquierda: resultado general; arriba derecha: Barras de nivel de DPOAE y ruido para cada f_2 examinada; abajo izquierda: DPOAE grama; abajo derecha: tabla de datos)

DPOAE Diagnóstico (ver Figura 41):

- Matriz de validez de DPOAE: indica para cada f_2/L_2 si la respuesta DPOAE es válida (flecha verde), no válida (Ø rojo) o si se omitió (Ø gris).
- Gráfico de barras de DPOAE grama: muestra niveles de DPOAE y ruido como barras verticales y muestra los valores numéricos junto con el SNR resultante para cada f_2 al L_2 seleccionado. Pueden mostrarse los gráficos para cada L_2 presionando sobre la pantalla de resultados.
- DPOAE grama: muestra los niveles de DPOAE para cada f_2 en todos los L_2 (diferente color para cada L_2). El DPOAE grama puede mostrarse para cada L_2 presionando sobre la pantalla de resultados. Para una L_2 individual, se muestran los niveles de DPOAE y ruido para todas las f_2 al L_2 seleccionado.
- Tabla de datos de resultados (incluyendo L_2 , f_2 , nivel de DPOAE L_{dp} , nivel de ruido L_{nf} , y SNR)

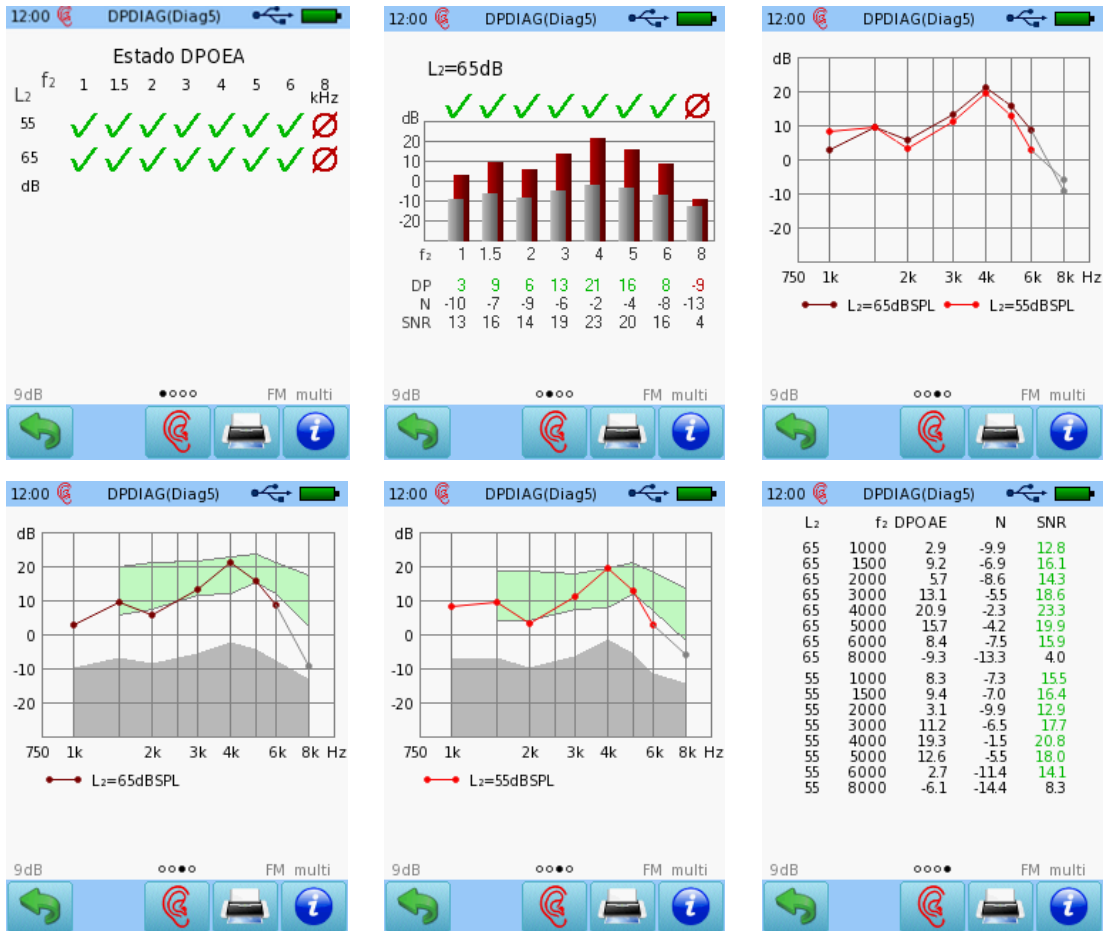


Figura 41: Resultados de DPOAE Diagnóstico (arriba izquierda: matriz de validez de DPOAE; arriba centro: barras de nivel de DPOAE y ruido para cada f_2 examinada; arriba derecha, abajo izquierda, abajo centro: DPOAE grama; abajo derecho: tabla de datos)

DPOAE Alta Resolución (ver Figura 42):

- DPOAE grama: muestra los niveles de DPOAE para cada f_2 en todos los L_2 (diferente color para cada L_2). El DPOAE grama puede mostrarse para cada L_2 presionando sobre la pantalla de resultados. Para un L_2 individual, se muestran los niveles de DPOAE y ruido para todos los f_2 al L_2 seleccionado.
- Tabla de datos de resultados (incluyendo L_2 , f_2 , nivel de DPOAE L_{dp} , nivel de ruido L_{nf} , y SNR

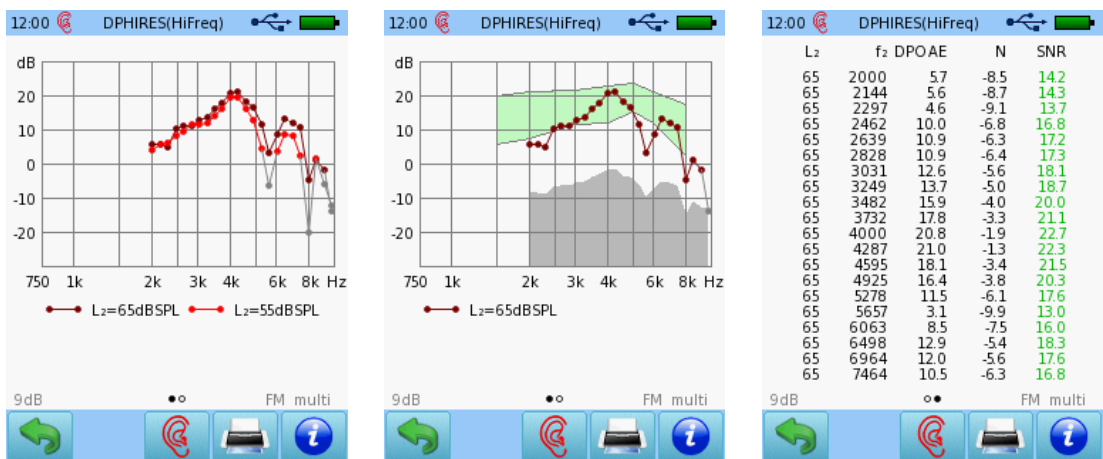


Figura 42: Resultados DPOAE Alta Resolución (izquierda, centro: DPOAE grama; derecho: tabla de datos)

-)

DPOAE Umbral (ver Figura 43):

- DPOAE audiograma, es decir, umbrales de DPOAE estimados L_{dpth} marcados para cada f_2 . El tipo de estimación de umbral de DPOAE se marca con diferentes símbolos. Los umbrales estimados se limitan a 50 dB HL. Si hay uno o dos puntos válidos disponibles, se estiman los umbrales restando un offset experimental. Si hay más de dos puntos válidos disponibles, se estiman los umbrales por análisis de regresión lineal (ver Figura 36). Al presionar sobre la pantalla de resultados, se muestran también las combinaciones de DPOAE f_2/L_2 válidas en el gráfico de audiograma como puntos rojos (oído derecho) o azules (oído izquierdo).
- DPOAE grama: muestra los niveles de DPOAE para cada f_2 en todos los L_2 (diferente color para cada L_2). El DPOAE grama puede mostrarse para cada L_2 presionando sobre la pantalla de resultados. Para un L_2 individual, se muestran los niveles de DPOAE y ruido para todas las f_2 ala L_2 seleccionado.
- Función DPOAE I/O: muestra niveles de DPOAE para todos los L_2 a las f_2 seleccionadas. Puede mostrarse la función DPOAE I/O para todas las f_2 presionando sobre la pantalla de resultados.
- Tabla de umbrales de DPOAE (incluyendo umbral de DPOAE L_{dpth} y L_2 mínimo).
- Tabla de datos de resultados (incluyendo L_2 , f_2 , nivel de DPOAE L_{dp} , nivel de ruido L_{nf} , y SNR)

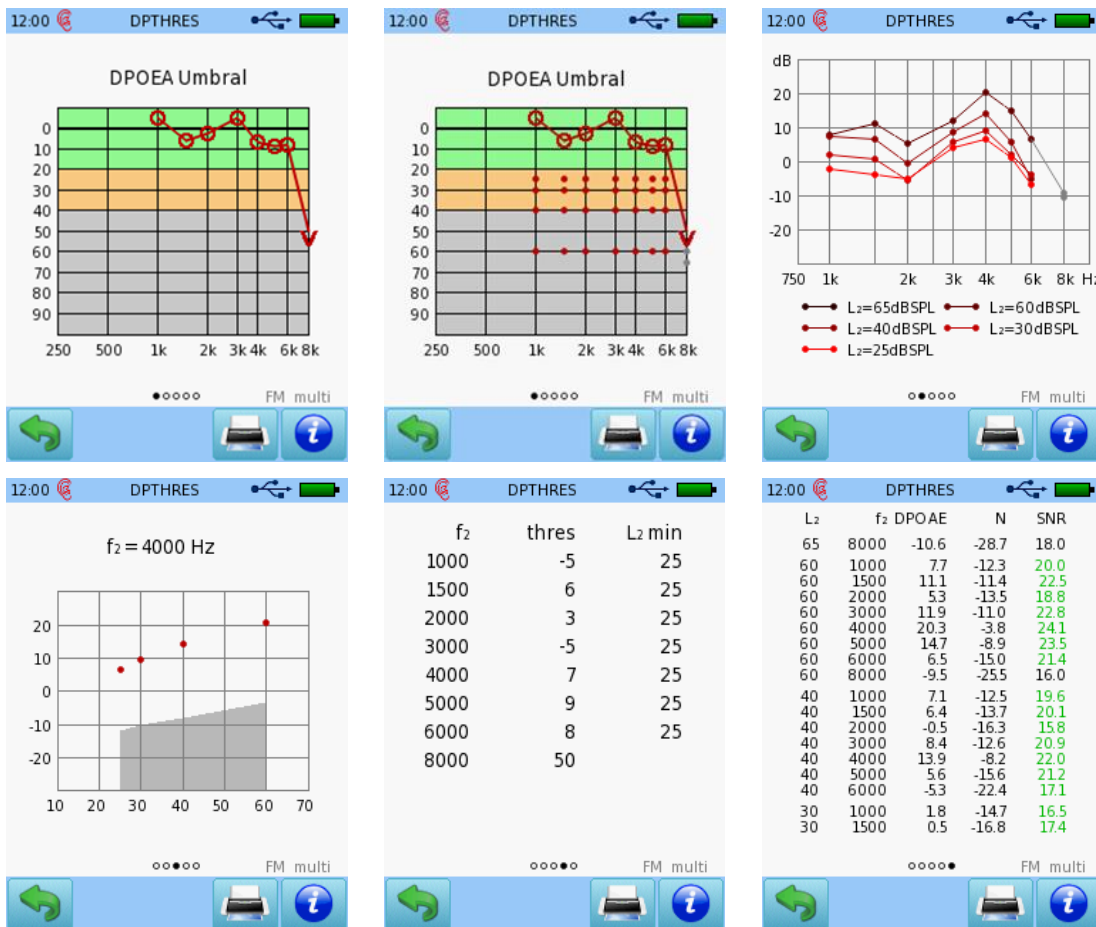


Figura 43: Resultados de DPOAE Umbral (arriba izquierda/centro: umbrales de DPOAE; arriba derecha: DPOAE grama; abajo izquierda: función DPOAE I/O; abajo centro: tabla de umbrales; abajo derecha: tabla de datos)

Por favor tenga en cuenta que las opciones *FMDPOAE* y *DPOEA Multicanal* no alteran la configuración de la pantalla de resultados.

LITERATURA

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

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

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

Los Potenciales Evocados Auditivos (PEA) son una herramienta para diagnosticar procesamiento auditivo en las vías auditivas ascendentes desde el oído externo hasta la corteza auditiva, incluyendo el diagnóstico de trastornos neurales. Los PEAs se generan en la cóclea, pasan al nervio coclear, a través de núcleo coclear, complejo olivario superior, lemnisco lateral, al colículo inferior en el cerebro medio, hasta la corteza auditiva. Los PEAs son potenciales de voltaje eléctrico muy pequeño relativos a eventos, que son provocados por un estímulo acústico, y pueden registrarse como potenciales de campo distante a través de electrodos sobre el cuero cabelludo o como potenciales de campo cercano por ej. con un electrodo cerca del tímpano. Los potenciales de campo distante se registran a cierta distancia de la fuente, mientras que los potenciales de campo cercano se registran cerca de la fuente. Un canal de registro necesita un electrodo como tierra y dos electrodos para medir el potencial buscado.

El registro de PEA es una derivación de la electroencefalografía (EEG). Los registros de EEG incluyen varios patrones de onda: *delta* (4 Hz, encontrados en bebés y adultos durante el sueño de onda lenta), *theta* (4-7 Hz, encontrados en niños pequeños y en adultos por ej. durante relajación y al despertar), *alpha* (7-14 Hz, encontrados durante la relajación y al cerrar los ojos), *beta* (15-30 Hz, encontrados durante movimientos activos y concentración), y *gamma* (30-100 Hz, encontrados durante movimiento y procesos cognitivos).

Los registros de PEA se diferencian de los registros standard de EEG en el hecho de que una señal de respuesta se promedia con bloqueo de tiempo a un estímulo acústico. La reacción de las neuronas provocada acústicamente resulta en potenciales eléctricos muy pequeños. La baja amplitud requiere la amplificación de la señal y la cancelación de señales externas no deseadas (por ej. a través de una amplificación diferencial, tal como el filtro de modo de rechazo al modo común (CMR)). Para minimizar aún más la influencia de señales externas no deseadas, se utilizan algoritmos para el rechazo de artefactos. El rechazo de artefactos puede realizarse eliminando las memorias con alto nivel de ruido o ponderando cada memoria de acuerdo a su contenido de ruido. Además, con suficientes repeticiones de un estímulo acústico, el promediado de señales permite que la respuesta de PEA surja del ruido ambiental que la rodea, es decir la reacción neural espontánea y otras interferencias tales como artefactos biológicos (por ej. debido a parpadeo, movimientos, tragar, y otras actividades cardíacas, musculares y cerebrales; ver también patrones de onda EEG), y artefactos ambientales (por ej. debidos a la radiación electromagnética de 50/60 Hz según la frecuencia del sistema eléctrico local). La idea del promediado es que la señal es constante y por lo tanto igual en cada memoria mientras que el ruido es aleatorio y por lo tanto cambia en cada memoria. Sumar todas las memorias aumenta la señal y disminuye el ruido. En teoría, la mejora en SNR es proporcional a la raíz cuadrada del número de muestras promediadas, limitado por propiedades técnicas (por ej. ruido de cuantificación). Además de las condiciones ambientales, la detección de respuesta depende de la colocación de los electrodos, el tipo de electrodos (electrodo de superficie, electrodo de aguja), aislación del cable de electrodos, y aspectos técnicos tales como el nivel de amplificación y las propiedades del filtro.

Los PEAs se diferencian de acuerdo a la latencia de la respuesta, es decir el tiempo transcurrido desde la presentación del estímulo hasta la respuesta (ver *Figura 44*). Al aumentar la latencia, el generador neural se desplaza a zonas más centrales.

Las respuestas de latencia temprana (Potenciales Evocados de Tronco Cerebral, ABR o BERA) incluyen potenciales que pueden registrarse en un marco de tiempo de aproximadamente 0 a 10 segundos

después de la presentación del estímulo. El origen fisiológico de estos potenciales se ubica entre la cóclea, el nervio auditivo, y varias regiones de las vías auditivas (complejo olivarario superior, lemnisco lateral, colículo inferior). Las aplicaciones clínicas más comunes son: screening auditivo (neonatal), diagnóstico topológico (junto con timpanometría y otoemisiones acústicas), monitoreo neural, y determinación de umbrales auditivos, especialmente en audiología pediátrica y en otros pacientes no cooperativos. Los siguientes métodos de prueba se utilizan habitualmente para aplicaciones clínicas:

Potenciales Evocados de Tronco Cerebral (ABR o BERA) se registran con electrodos de superficie sobre el cuero cabelludo. Generalmente se utilizan estímulos click, chirp o tone burst. La latencia de la respuesta depende del tipo y nivel de estímulo, las condiciones técnicas (por ej. el tipo de transductor), y la edad y estado de audición del paciente. Los potenciales registrados contienen cinco a siete ondas aproximadamente asociadas a sitios específicos de las vías auditivas. El estado de vigilia no afecta el ABR. Para mayor información sobre ABR, por favor consulte la sección [3.2.6: Potenciales Evocados de Tronco Cerebral \(ABR o BERA\)](#).

Potenciales Evocados de Estado Estable (ASSR) se registran con electrodos de superficie sobre el cuero cabelludo. Generalmente se utiliza como estímulo una señal con amplitud modulada (tone burst, chirp). La tasa de repetición del estímulo (por ej. 40 Hz, 80 Hz) se selecciona de tal manera que las respuestas transientes se superponen en el tronco cerebral, y por lo tanto provocan una respuesta de estado estable. La respuesta se detecta de acuerdo a propiedades estadísticas, de manera tal que no es necesario un análisis visual por parte del examinador. Dependiendo de la tasa de repetición, el ASSR puede ser afectado por el estado de vigilia (40 Hz) o no (80 Hz). Para mayor información sobre ASSR, por favor consulte la sección [3.2.7: Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable \(ASSR\)](#)

Electrococleografía (ECochG) es un procedimiento en el que se registra actividad neural colocando un electrodo de campo cercano en el canal auditivo cerca del tímpano (registro extratimpánico) o con un electrodo de aguja que perfora el tímpano y se ubica en el promontorio coclear (registro transtimpánico). La latencia de la respuesta es generalmente entre 1 y 3 ms. Para mayor información sobre ECochG, por favor consulte la sección [3.2.8: Electrococleografía \(ECochG\)](#).

Las respuestas de latencia media (MLR) son potenciales que pueden registrarse en el cuero cabelludo en un marco de tiempo de aproximadamente 10 a 50 ms luego de la presentación del estímulo. El origen fisiológico de estos potenciales se encuentra en el tálamo y en la corteza auditiva primaria. La señal consiste de varios picos con polaridad positiva (P) y negativa (N) llamados P0, Na, Pa, Nb, y P1. Las respuestas de latencia tardía (= Audiometría de Respuesta Evocada Cortical, CERA) son potenciales que pueden registrarse en un marco de tiempo de aproximadamente 50 ms luego de la presentación del estímulo. El origen fisiológico de estos potenciales se encuentra en la corteza auditiva. La señal es generalmente mucho mayor que las de las respuestas tempranas y medias, e incluye las ondas P1, N1, P2, y N2. Las respuestas de latencia media y tardía son sumamente susceptibles al estado de vigilia y atención del paciente.

Otros métodos de PEA incluyen la negatividad de la discordancia (MMN), que es un procedimiento que detecta potenciales provocados por cambios acústicos regulares (por ej. en nivel o frecuencia) evocados por una secuencia de sonidos idénticos interrumpida de vez en cuando por un sonido diferente. Los procedimientos de MMN pueden ser independientes del procesamiento cognitivo o no, es decir, el paciente necesita prestar atención a la diferencia en el estímulo (por ej. P300). Para diferencias de estímulos más complejas tales como incongruencias semánticas en muestras de habla, se necesita que el paciente tenga la capacidad de procesar lenguaje (por ej. N400).

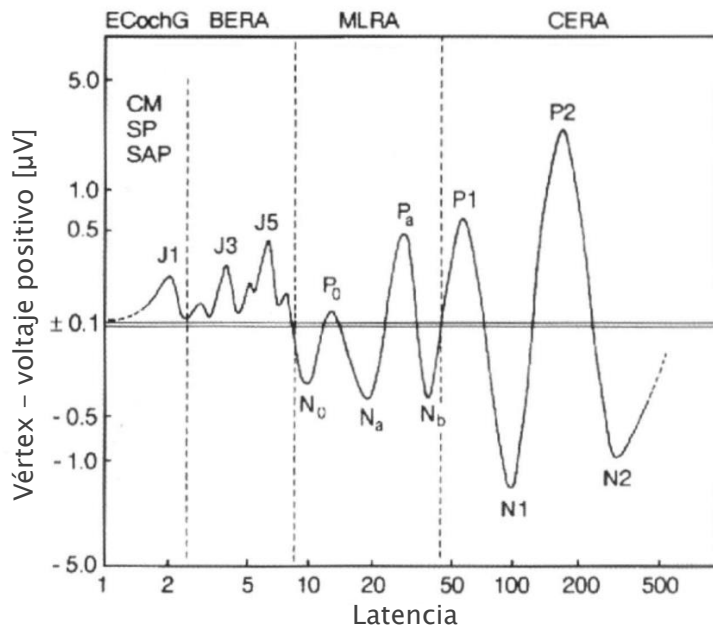


Figura 44: Visualización general de las ondas de PEA de latencia temprana, media y tardía

USO PRÁCTICO

En general, se recomienda verificar el funcionamiento del cable de electrodos periódicamente. Para verificar el cable de electrodos pueden conectarse todos los clips de los electrodos al dispositivo para controlar los electrodos, o cualquier barra de metal conductor. Al comenzar las pruebas de PEA (por ej. ABR o ASSR), la impedancia debe ser 0 kΩ para los electrodos rojo y blanco.

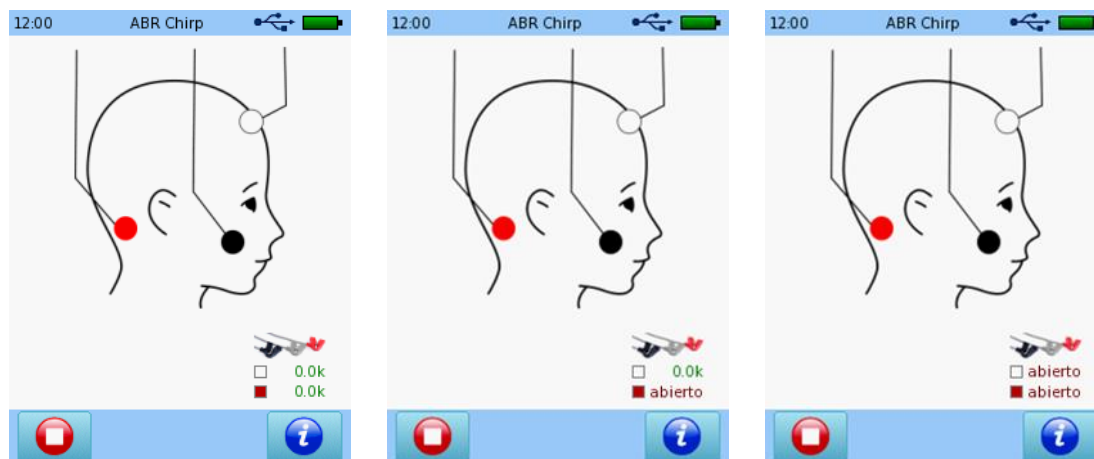


Figura 45: Control de cable de electrodos de PEA con el dispositivo para comprobar electrodos (izquierda: todos los clips conectados; centro: clip rojo desconectado; derecha: clip negro desconectado o clips rojo y blanco desconectados)

Al desconectar uno de estos dos electrodos del dispositivo para controlar los electrodos, la impedancia del electrodo rojo o blanco, respectivamente, cambia a *abierto*, es decir, no hay conexión conductiva entre el electrodo rojo o blanco, respectivamente, y el electrodo negro. Al desconectar el electrodo negro, ambas impedancias aparecen como *abierto*. Si hay alguna desviación de esta conducta, o si sospecha alguna disfunción, por favor vuelva a intentar con otro cable de electrodos y/o contacte a su distribuidor.

LITERATURA

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

3.2.6 Potenciales Evocados de Tronco Cerebral (ABR o BERA)

Los potenciales evocados de tronco cerebral (ABR o BERA), registrados a través de electrodos colocados en el cuero cabelludo, representan potenciales de campo distante generados por los tractos de fibra y núcleos de las vías auditivas ascendentes entre la cóclea y el tronco cerebral. El período de latencia de ABR consiste en hasta siete picos prominentes de ondas que habitualmente aparecen dentro de los primeros 10 ms (Jewett y Williston, 1971). Generalmente los ABRs son provocados por estímulos transientes (click, chirp, tone burst). Los ABRs representan la suma de actividad neural sincronizada de las vías auditivas ascendentes. Las ondas se denominan comúnmente Jewett/ondas I a VII. Las ondas I y II se originan en el nervio auditivo, y aunque durante muchos años se supuso que la onda III provenía del núcleo coclear, las ondas IV y V del lemnisco lateral y el colículo inferior (parte inferior del tronco cerebral), y las ondas VI y VII de regiones subcorticales, existen datos más recientes que sugieren que múltiples lugares a lo largo de la vía auditiva pueden contribuir a las ondas posteriores y que cada lugar anatómico puede contribuir a más de una onda (Hall, 2007). Debido a que la velocidad de la onda progresiva cuando entra en la cóclea es mayor en la region basal, los ABRs de click muestran principalmente la actividad de las regiones cocleares basales (alta frecuencia). Esto se aplica también a los tonebursts y chirps de baja frecuencia cuando se utilizan niveles altos de estimulación. Las propiedades principales son amplitud y latencia de la onda. Las amplitudes de las ondas representan la diferencia en amplitud entre un pico positivo y el pico negativo siguiente, generalmente en un orden menor a 2 μ V (Picton *et al.*, 1981). Las latencias absolutas de las ondas representan el tiempo transcurrido desde la presentación del estímulo hasta que aparece el pico de la onda. Las latencias entre picos (IPL) describen el tiempo transcurrido entre los picos de las ondas. La onda V tiene la mayor amplitud, la onda I la menor. Las amplitudes también disminuyen al disminuir el nivel de estimulación. Las latencias de las ondas son más cortas en los niveles más altos de estimulación debido a una creciente difusión de la excitación a nivel basal (Folsom, 1984). Los ABRs son en general independientes del estado de vigilia del paciente (tal como sueño, atención) (Picton y Hillyard, 1974) y por lo tanto pueden realizarse utilizando sedación o anestesia.

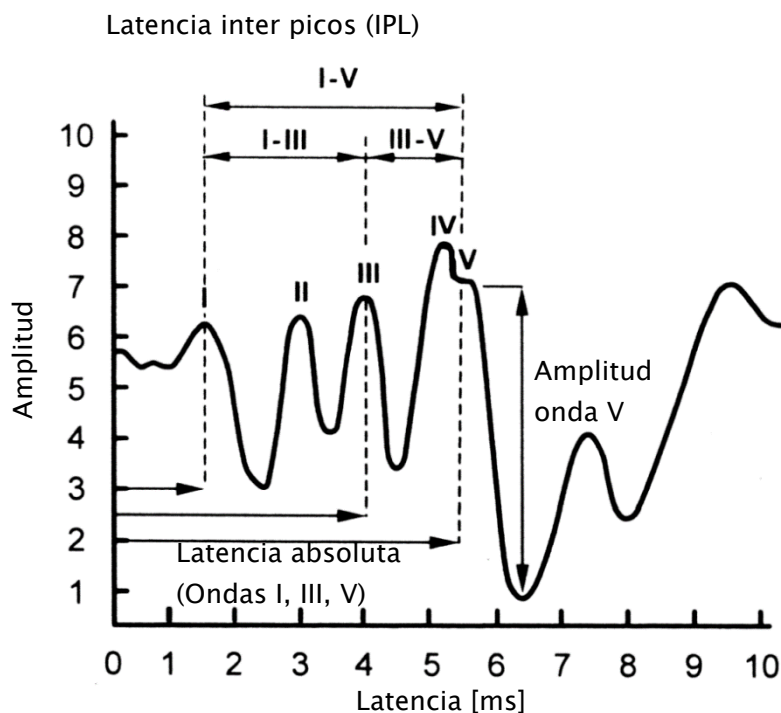


Figura 46: Visualización general de las ondas de ABR

Generalmente, los ABRs se provocan estimulando el órgano de audición por vía aérea (AC) utilizando auriculares, auriculares de inserción o parlantes. No obstante, los ABRs pueden provocarse también estimulando la cóclea directamente evitando el oído medio por vía ósea (BC). En este caso, se coloca un vibrador óseo sobre el hueso mastoide (o sobre la frente) para estimular las células sensoriales de la cóclea. Puede detectarse una pérdida auditiva causada por patologías del oído medio (efusión del oído medio, disfunción tubárica, otosclerosis), especialmente en niños con audiogramas de tonos puros dudosos (Mauldin y Jerger, 1979). Las pérdidas auditivas conductivas y cocleares exhiben distinta amplitud de las ondas y patrones de latencia. En especial, la latencia y el umbral de la onda V se utilizan para diagnóstico audiológico en niños o personas con discapacidades que no pueden informar con fiabilidad sobre su problema auditivo. La IPL entre las ondas I y V representa el tiempo de transmisión neural entre la cóclea y el tronco cerebral inferior. La IPL se utiliza por lo tanto para evaluar patología retro coclear entre la cóclea y el tronco cerebral inferior.

Los ABRs pueden provocarse con diferentes tipos de estímulos, tales como click, chirp o toneburst. Los estímulos de banda ancha como los clicks y los chirps de banda ancha son estímulos concisos en el tiempo, que resultan en una descarga neural sincronizada y potenciales robustos. Se utilizan para estimular la mayor cantidad posible de células sensoriales a lo largo de la cóclea para obtener la mayor actividad neural en las fibras nerviosas. Sin embargo, la especificidad temporal del estímulo va en desmedro de la especificidad frecuencial. Por el contrario, los estímulos de banda estrecha como el chirp de frecuencia específica o el toneburst tienen componentes de frecuencia limitada. Se estimulan las células sensoriales en el sitio de la cóclea que corresponde a los componentes de la frecuencia del estímulo. Debido al tiempo de viaje a lo largo de la membrana basilar, la latencia varía, es decir, aumenta a medida que la frecuencia baja. Generalmente, en las frecuencias bajas también disminuye la amplitud y la onda es menos definida. Al aumentar el nivel de estimulación disminuye la especificidad frecuencial debido a la difusión de la excitación.

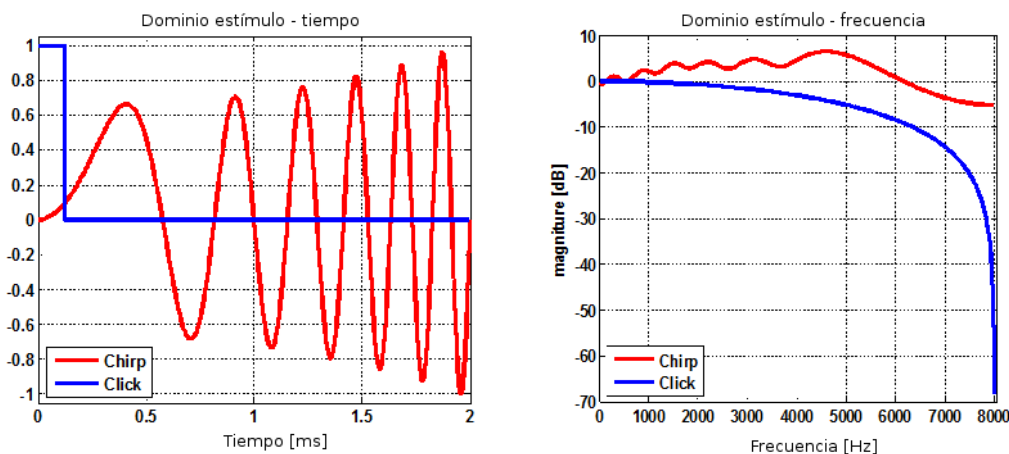


Figura 47: Estímulos de ABR: click y chirp (izquierda: dominio temporal; derecha: dominio frecuencial)

Un **click** (ver Figura 47 – curvas azules) es un sonido que se obtiene aplicando un pulso DC. Su comienzo súbito y su corta duración producen una gran sincronización de la actividad neural. Sin embargo, los auriculares alteran el espectro del pulso DC. El mismo sistema auditivo también filtra los estímulos. Por lo tanto, siempre se imponen límites de frecuencia en los potenciales evocados por click (Durrant, 1983). Un **chirp** (ver Figura 47 – curvas rojas) es una señal sinusoidal con modulación de frecuencia, con frecuencias bajas al comienzo del estímulo y frecuencias altas al final, o viceversa. Debido a la modulación de frecuencia, se compensa el tiempo de viaje específico al sitio en la membrana basilar,

lo que resulta en una mayor sincronización de los potenciales de acción y en consecuencia en mayor amplitud de las ondas de ABR (Dau *et al.*, 2000, Elberling *et al.*, 2007). La ventaja del estímulo de chirp sobre el estímulo de click que se utiliza habitualmente es que se obtiene una mayor sincronización de los potenciales de acción en las fibras nerviosas, especialmente en los niveles de estimulación cercanos al umbral. Los chirps pueden contener componentes frecuenciales que cubren un amplio rango de la membrana basilar (chirp de banda ancha) o un rango limitado (chirp de banda estrecha). Esto puede incluir chirp bajo (100 a 850 Hz), chirp medio (850 Hz a 3 kHz), y chirp alto (3 a 10 kHz). Un **toneburst** es un estímulo de pulso sinusoidal corto (aprox. 50 a 200 μ s) que se caracteriza por la frecuencia portadora, duración de la meseta, tiempo de subida y caída, y la función de ventana, que permite controlar el inicio y el final del estímulo. La utilización de una ventana en el estímulo agrega componentes frecuenciales adicionales además de la frecuencia portadora.

Es importante destacar que, debido a la maduración de las vías neurales, las latencias absolutas y la IPL varían durante el primer año de vida (Starr *et al.*, 1977). Las latencias adultas se alcanzan, para la onda I, alrededor de las 6 a 24 semanas, y para la onda V alrededor de los 18 meses. La IPL I-V disminuye durante los primeros 18 meses de vida. Para los niños prematuros, las latencias de todos los componentes son generalmente prolongadas en comparación con los niños a término. La influencia de la edad en los ABRs en los ancianos es un tema controvertido. Algunos autores encontraron un cambio en IPL, mientras que otros sostienen que no hay demora en el tiempo de transmisión neural al envejecer. Por otra parte, no se observa correlación significativa entre el resultado de las pruebas de discriminación de habla y la IPL.

Dado que la sincronización de la actividad neural es baja en las regiones más apicales de la cóclea debido a la disminución en la velocidad de la onda progresiva (Mrowinski, 2009), la sensibilidad del ABR es baja por debajo de 1000 Hz. El ABR evocado por estímulos de banda ancha (click, chirp de banda ancha) no permite una evaluación directa con especificidad de frecuencia de la pérdida auditiva y muestra patrones casi normales en pacientes con pérdida auditiva en las frecuencias bajas o medias. Se detecta un umbral de ABR a niveles de estimulación correspondientes a las frecuencias medias a altas. Generalmente se mejora la especificidad de frecuencia al usar ABR con estímulos de banda estrecha (chirps de banda estrecha, toneburst). Sin embargo, la estimulación en frecuencias bajas a estímulos de alto nivel de intensidad estimula también las células sensoriales basales. Por lo tanto, la evaluación del funcionamiento en las frecuencias bajas solamente es posible en niveles de estimulación bajos. Puede utilizarse ruido de enmascaramiento ipsilateral para reducir la contribución a la respuesta de las regiones cocleares en las frecuencias medias a altas. Para obtener información con aún mayor especificidad de frecuencia se recomienda utilizar DPOAE (para pérdidas auditivas hasta 50 dB HL) o ASSR.

En pacientes con pérdida auditiva, puede no aparecer la onda I. En estos pacientes, no es posible la determinación de la IPL y por lo tanto no pueden evaluarse trastornos neurales de manera fidedigna. La colocación correcta de los electrodos es crucial para obtener patrones de ABR óptimos. Debido a que los campos electro-magnéticos afectan el ABR, las condiciones adecuadas para la medición son esenciales. Se considera que existen las condiciones adecuadas para la medición cuando puede medirse ABR hasta 10 dB nHL en un paciente joven con audición normal.

Las aplicaciones clínicas indicadas para ABR son diagnóstico topológico, es decir la evaluación del procesamiento de sonido periférico y central en las vías auditivas hasta el tronco cerebral inferior, identificación de trastornos neurales en las vías auditivas (lesiones en el nervio vestibulococlear y el

tronco cerebral inferior, tales como neuroma acústico, trastorno neural), determinación de pérdida auditiva sin especificidad de frecuencia dentro de la región de frecuencias medias al utilizar estímulos de banda ancha (Gorga *et al.*, 1985), y determinación aproximada de pérdida auditiva dentro de diferentes regiones de frecuencias al utilizar estímulos de frecuencia específica. A pesar de su baja especificidad frecuencial, el ABR puede ser una herramienta para adaptar audífonos en niños.

USO PRÁCTICO

Seleccione *ABR* en la pantalla de selección de módulos. Si tiene licencia para más de una prueba de PEA, encontrará *ABR* en la sección *PEA*. Seleccione el protocolo que desea utilizar. De ser necesario, cambie los parámetros (por ej. tipo de estímulo, polaridad del estímulo, ruido de enmascaramiento contralateral, nivel de estimulación, tasa de estimulación, número de promediaciones, criterio de detención por ruido, Espectro Expandido, Auto Continuar, Auto Stop, grupo de edad para áreas de normativa de latencias) y el nombre del protocolo si lo desea.

Las diferentes opciones de parámetros y las aplicaciones posibles se explican a continuación:

Tipo de estímulo:

- El click a tasas bajas de estimulación (≤ 20 Hz) produce ondas I, III, y V claras, y puede utilizarse para obtener información sobre la amplitud y la latencia. Utilice clicks para problemas neurológicos, donde se requiere la evaluación de latencia entre picos. Debido a la baja especificidad frecuencial, los umbrales pueden evaluarse solamente cualitativamente. Para screening auditivo se utilizan mediciones de ABR de click, con un nivel fijo de intensidad (por ej. 35 dB nHL).
- El chirp produce mayores amplitudes de respuesta que el click para las ondas III y V. Por el contrario, la onda I es generalmente difícil de identificar. Utilice chirps para determinación de umbrales auditivos, ya que solamente se evalúa la onda V.
- Los chirps de banda estrecha (bajo, medio, alto) brindan información sobre latencias y tienen mayor especificidad de frecuencia que los estímulos de banda ancha (click, chirp de banda ancha). Por lo tanto, pueden utilizarse para una determinación de umbral auditivo con mayor especificidad de frecuencia. Sin embargo, la amplitud de la respuesta es generalmente menor que la de los estímulos de banda ancha, de manera que la respuesta es más difícil de detectar en el dominio del tiempo. Por favor tenga en cuenta que para chirps bajos y medios se presenta ruido de enmascaramiento ipsilateral para reducir las contribuciones a la respuesta de las regiones cocleares basales.
- Los tonebursts tienen mayor especificidad de frecuencia que los chirps de banda estrecha, pero tienen menor amplitud (especialmente a los niveles más bajos).

Polaridad del estímulo:

- La polaridad alternante ayuda a reducir el artefacto del estímulo generada por el mismo transductor (se recomienda especialmente para mediciones por vía ósea). La polaridad alternante brinda una onda V más ancha y redondeada.
- La rarefacción y condensación dan una respuesta más en punta y pueden brindar mayor amplitud para la onda I. La diferencia de latencia entre condensación y rarefacción es casi idéntica en los adultos con audición normal. Sin embargo, las respuestas a clicks de condensación y rarefacción pueden variar considerablemente en pacientes con pérdida auditiva coclear.

Modo tasa:

- Al activarse, puede realizarse la prueba para un nivel fijo de estimulación a distintas tasas de estimulación.

Ruido de enmascaramiento:

- Se recomienda el enmascaramiento contralateral si hay una asimetría significativa en la pérdida auditiva entre los dos oídos, es decir, si hay una diferencia de aproximadamente 30 a 40 dB (auriculares) o aproximadamente 50 a 60 dB (auriculares de inserción). Si se utiliza vibrador óseo, es fundamental la aplicación de ruido contralateral.

Nivel de estimulación:

Pueden preconfigurarse hasta ocho niveles de estimulación (incluyendo repeticiones). Se presentan en dB nHL, es decir, relativos al umbral de audición de un grupo de pacientes con audición normal, que se define como 0 dB nHL. Puede repetirse un nivel de estimulación hasta tres veces. Hay un estímulo mudo disponible para mediciones comparativas. Las mediciones comenzarán en el nivel más alto. Las desviaciones standard de la latencia son generalmente menores, y la amplitud de la onda mayor, a niveles de estimulación más altos. A los niveles de estimulación más bajos, la onda I (aproximadamente a 60 dB nHL) y luego la onda III (a aproximadamente 30dB nHL) desaparecen. En el modo tasa puede establecerse un único nivel de estimulación.

Tasa de estimulación:

A mayor tasa de estimulación, menor amplitud de respuesta (especialmente para I a IV y para niveles altos) y mayor latencia. El desplazamiento de la latencia debido a la tasa de estimulación se compensa en el equipo y por lo tanto no es visible en el gráfico de resultados. Las tasas más altas mejoran la eficiencia de la recolección de datos al reducir el tiempo de medición dado un número fijo de promediaciones, pero comprometen la identificación de la respuesta, especialmente en algunos casos patológicos. Las ondas I y III pueden desaparecer al utilizar tasas mayores a 50 Hz. Si es preciso evaluar todas las ondas (por ej. para diagnóstico neurológico) deben utilizarse tasas de estimulación bajas. Las tasas de estimulación más altas pueden utilizarse para la determinación de umbrales de ABR. 50 y 60 Hz no están disponibles como tasas de estimulación dado que son frecuencias normales de red eléctrica. Al presionar el casillero de tasa de estimulación, puede ingresarse una tasa de estimulación definida por el usuario. El intervalo entre estímulos resultante se muestra en la pantalla de *ajustes*. En el modo tasa puede seleccionarse hasta ocho tasas de estimulación (incluyendo repeticiones).

Número de promediaciones:

En condiciones de medición fijas, el nivel de ruido disminuye al aumentar el número de promediaciones (aumentar el número de promediaciones en un factor de 4 reduce el ruido a la mitad), pero se aumenta el tiempo de medición. El tiempo total de medición se muestra en la pantalla de *ajustes*.

Espectro Expandido:

Al ser activado, se varía levemente la tasa de estimulación para reducir la influencia de la interferencia eléctrica que puede sincronizarse con la tasa de estimulación. Además, se sabe que la amplitud de ABR disminuye a una tasa constante de estimulación debido a la adaptación. Por lo tanto, se recomienda siempre activar esta opción. Por favor tenga en cuenta que la opción Espectro Expandido siempre está activa para tasas de estimulación

superiores a 70 Hz y durante la estimulación binaural para separar las respuestas de los dos canales.

Detección automática de la onda V:

Al activarse, se detecta automáticamente la ocurrencia de una onda V con validez estadística.

Amplitud mínima de la onda V:

Si la *Detección automática de la onda V* está activada, puede seleccionarse la amplitud mínima de la onda V considerada para marcar una onda V como válida.

Proseguir automáticamente:

Al ser activado, se detiene el registro de una traza en cuanto se detecta una onda V válida para la traza en curso. La prueba continúa pasando al registro de la traza siguiente. Por favor tenga en cuenta que esta opción solamente está disponible si la *Detección automática de la onda V* está activada.

Auto Stop:

Al ser activado, se detiene la prueba si no se detectó una onda V válida estadísticamente para dos trazas consecutivas. Por favor tenga en cuenta que esta opción solamente está disponible si la *Detección automática de la onda V* está activada.

Criterio de detención por ruido:

Al ser activado (es decir criterio de detención por ruido >0 nV), se detiene el registro de una traza en cuanto el ruido residual se encuentra por debajo del umbral de ruido definido sin que se haya detectado una respuesta. Por lo tanto, al ser activada, esta opción acelera el registro si no hay respuesta.

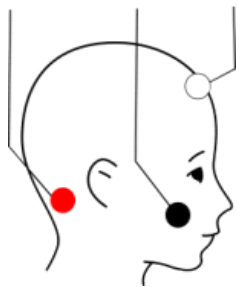
Grupo de edad (para normativas de latencia):

Seleccione el grupo de edad correspondiente a la edad del paciente examinado.

Antes de comenzar la prueba, explíquelo al paciente el procedimiento. Para reducir los artefactos musculares, el paciente debe estar tranquilo y relajado, sentado o acostado cómodamente en un sillón reclinable o camilla. Se recomienda también que el paciente mantenga los ojos cerrados durante la medición para reducir los artefactos debidos al parpadeo. Para bebés, intente realizar la prueba mientras el paciente está dormido. Para reducir los artefactos ambientales, realice la prueba en una habitación con baja radiación electromagnética, por ejemplo, en una cabina de metal con aislación eléctrica o en otra habitación donde no haya aparatos eléctricos conectados (tales como computadoras, luces, teléfono, teléfonos celulares, transformadores) cerca del equipo de medición. Se recomienda una cabina insonorizada o una habitación silenciosa si desea determinar umbrales a bajos niveles de presión de sonido.

Asegúrese de que esté conectado un transductor válido (auriculares, auriculares de inserción, sonda, vibrador óseo) y el cable de electrodos. Asegúrese de que la piel esté limpia en los sitios donde va a colocar los electrodos. De ser necesario, limpie la piel cuidadosamente (por ej. utilizando gel para limpiar la piel) para quitar suciedad, aceite y piel muerta superficial. Seleccione los electrodos adecuados y colóquelos sobre la piel del paciente. Puede colocarse un gel electrolito en el contacto del electrodo para mejorar la conductividad de la piel, lo cual aumenta efectivamente el área de superficie del electrodo. Conecte los clips del cable de electrodos en los electrodos correctos. Los electrodos blanco y rojo son los electrodos de registro, el electrodo negro es el electrodo de tierra. No coloque el electrodo de tierra cerca del corazón para evitar inducir ondas electrocardiográficas (ECG).

Hay varias posibilidades para la colocación de electrodos. La posición de los electrodos afecta la morfología y la latencia de las ondas. La mejor posición de los electrodos para obtener las máximas amplitudes de onda es vertex (electrodo blanco) y mastoide ipsilateral (electrodo rojo) como se muestra en la *Figura 48* (montaje vertical).



Electrodo blanco:

- Vertex o parte alta de la frente

Electrodo rojo:

- Mastoide ipsilateral (para registro monoaural)
- Nuca (para registro binaural secuencial o concurrente, para registro por vía ósea si se coloca el vibrador óseo sobre el mastoide)

Electrodo negro (tierra):

- por ej.: mejilla

Figura 48: Posiciones de los electrodos de ABR con montaje vertical

Otra alternativa para la colocación del electrodo blanco, además del vértex, es la parte alta de la frente. Sin embargo, en este caso la amplitud de ABR disminuye levemente. A pesar de esto, en la práctica se prefiere la frente, especialmente en pacientes donde colocar el electrodo en el vértex no es conveniente debido al cabello. La amplitud de la onda I puede ser mayor con montaje horizontal (electrodo blanco: mastoide ipsilateral; electrodo rojo: mastoide contralateral) que en el montaje vertical standard.

Seleccione el oído a examinar (*Derecho+Izquierdo*: medición simultánea del oído derecho e izquierdo – por favor tenga en cuenta que en este caso se recomienda un montaje de electrodos simétrico y que no está disponible el ruido de enmascaramiento contralateral). Comienza la medición de la impedancia de los electrodos (ver *Figura 49*). La impedancia de los electrodos depende del material de los mismos y del área de superficie de contacto. Se muestra la impedancia para el electrodo rojo y blanco, respectivamente, con relación al electrodo negro ①. Puede comenzarse la prueba ABR presionando el botón de *play* ② si las impedancias están por debajo de 6 k Ω y la diferencia entre el electrodo rojo y el blanco es menos que 3 k Ω . Si no se presiona el botón de *play* después de unos instantes, aparecerá un mensaje recordándole que debe presionar el botón de *play* para comenzar la medición. Es posible configurar el inicio automático de la prueba de ABR una vez que se alcancen impedancias adecuadas en *Preferencias de ABR*. La medición entonces comenzará automáticamente si las impedancias están por debajo de 4 k Ω y la diferencia de impedancias es inferior a 2 k Ω . Sin embargo, en algunos casos estas impedancias pueden no conseguirse (por ej. en niños pequeños puede no ser posible hacer una buena limpieza de la piel dado que el niño se despertaría al frotar la piel) y debe realizarse la prueba a pesar de no contar con las condiciones ideales. Para estos casos, aparece un botón de *avanzar* ③ si las impedancias son inferiores a 12 k Ω y la diferencia de impedancias es inferior a 6 k Ω . Si las impedancias son peores, no es posible realizar la prueba de ABR. Por favor tenga en cuenta que en los recién nacidos la impedancia puede ser mayor debido a la delicadeza de la piel. Si las impedancias son demasiado altas, verifique el cable de los electrodos (ver USO PRÁCTICO en la sección 3.2.5: *Información general: Potenciales Evocados Auditivos*) y limpie la piel, utilice gel, y espere unos minutos hasta que el gel haya penetrado en la piel.



Figura 49: Medición de impedancia de ABR (izquierda: impedancias correctas con botón de play, centro: impedancias correctas con botón de play y recordatorio de comenzar la prueba presionando el botón de play; derecho: impedancias incorrectas con botón de avanzar)

Al realizar una prueba de ABR con una sonda, se muestran en la pantalla información sobre calibración de la sonda ① y medición de impedancia ② (ver Figura 50). Puede configurar el modo de calibración de la sonda en *Preferencias de ABR* en modo *Simple* o *Experto*. Si los resultados de la medición de la impedancia o la calibración de la sonda no son totalmente válidos, puede presentarse un botón de *avanzar* para proceder a la prueba de ABR. Para mayor información sobre la calibración de la sonda, criterios de omitir y diferencias entre los modos de calibración por favor consulte USO PRÁCTICO en la sección 3.2.3: *Otoemisiones Acústicas Transientes o Transitorias (TEOAEs)*.



Figura 50: Medición de impedancia de ABR y calibración de sonda (izquierda: impedancias y posición de sonda correctas (modo simple); centro: impedancias y posición de sonda correctas (prueba binaural, modo experto; derecho: impedancia incorrecta durante la medición)

Una vez lograda una medición exitosa de la impedancia de los electrodos, puede comenzar la prueba presionando sobre el botón *play* (o *avanzar*). El estímulo de ABR se presenta a través del transductor, y la respuesta se detecta a través del cable de electrodos. Durante la medición, se controla la impedancia de los electrodos. En el caso en que al menos la impedancia de uno sea demasiado alta (por ej. si se ha caído un electrodo), la prueba se interrumpe automáticamente. La prueba solamente puede reiniciarse si las impedancias de los electrodos vuelven a valores tolerables.

Durante la medición se muestra la siguiente información en la pantalla (ver Figura 51):

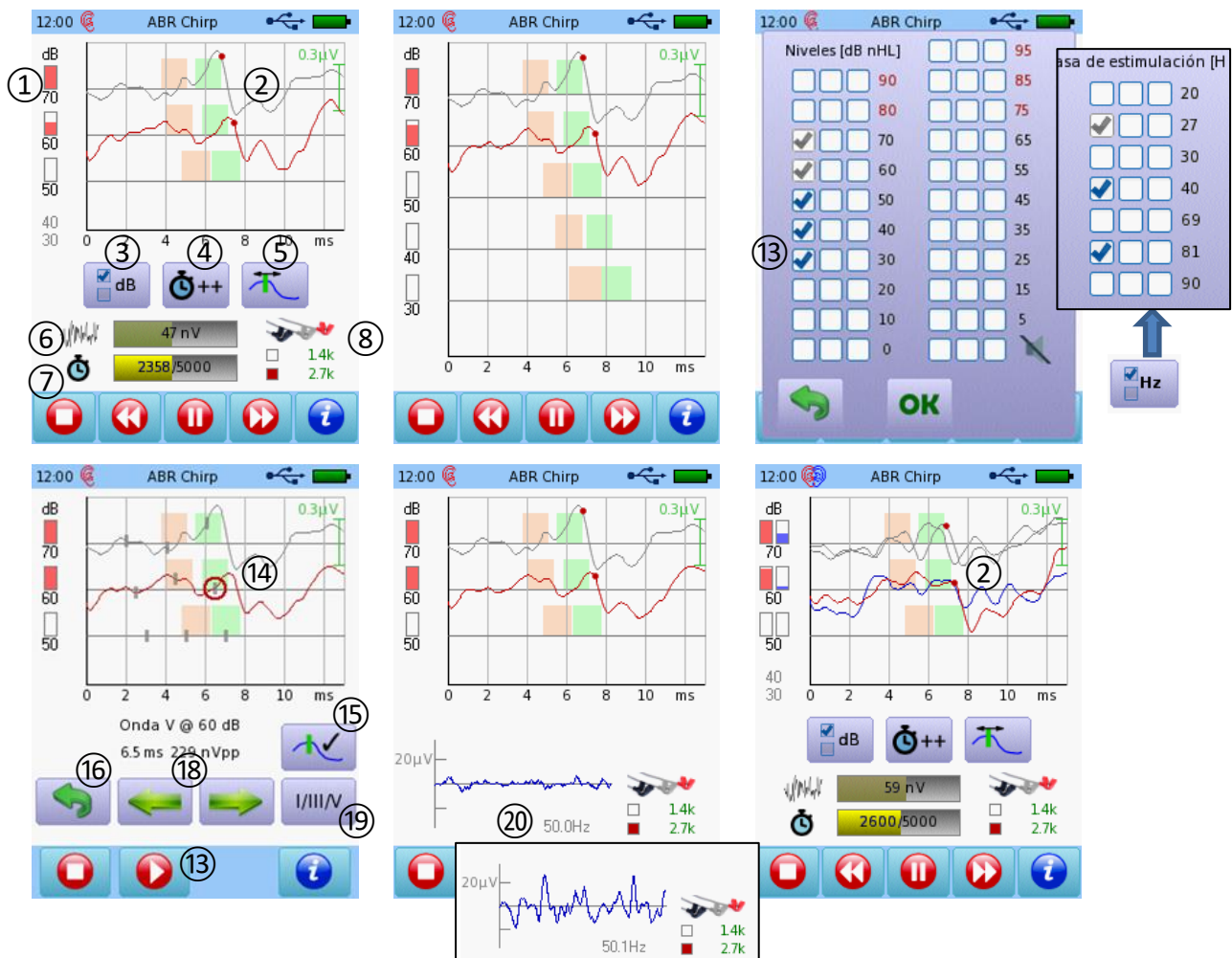


Figura 51: Medición de ABR (arriba izquierda: pantalla standard de medición; arriba centro: pantalla extendida de medición; arriba derecha: selección de nivel (para modo tasa: selección de tasa de estimulación); abajo izquierda: configuración de marcación de ondas; abajo centro: pantalla standard de medición con gráfico de ruido EEG para condiciones de ruido alto y bajo; abajo derecha: pantalla standard de medición para medición binaural)

Se muestran las trazas de ABR para cada nivel de estimulación seleccionado. (para modo tasa: para cada tasa de estimulación seleccionada). En la pantalla standard de medición se muestra un máximo de tres trazas a la vez. La traza en curso se muestra en rojo (oído derecho) y/o azul (oído izquierdo) ②. Las trazas ya terminadas se muestran en gris. Si se ha seleccionado, se muestran los datos normativos respectivos para las ondas III (área roja) y V (área verde). Al presionar sobre el gráfico se muestra una visualización extendida de hasta ocho trazas. Presionar el gráfico otra vez regresa a la pantalla standard de medición con tres trazas. La escala de tiempo puede adaptarse deslizando un dedo horizontalmente sobre el eje de tiempo del área del gráfico de trazas de ABR. La escala de amplitud puede adaptarse deslizando un dedo verticalmente sobre el gráfico de trazas de ABR. Si la detección automática de la onda V está activada, el indicador de estado de validez ① refleja la probabilidad calculada estadísticamente de que exista una onda V en la señal registrada. Para mediciones binaurales, la barra roja se refiere al oído derecho, la barra azul al oído izquierdo. Si se ha detectado una onda V de relevancia estadística, se muestra un punto rojo o azul sobre la traza para el oído derecho o izquierdo, respectivamente. Por favor tenga en cuenta que el indicador solamente representa la probabilidad estadística de detección de la onda V y no considera amplitud o latencia normales.

Durante la medición de ABR, la selección de nivel pre configurada puede adaptarse presionando el botón de *configuración de nivel* ③ (para el modo tasa pueden adaptarse las tasas de estimulación preconfiguradas). Se abre una matriz de nivel y se muestran los niveles seleccionados. Los niveles ya examinados aparecen en gris. Para salir de la pantalla de configuración de nivel presione sobre el botón *atrás* ⑯ (sin guardar los cambios) o *OK* ⑰ (guardando los cambios). También puede aumentarse el número de promediaciones en múltiplos de 1000 para la traza en curso presionando el botón *incrementar promediaciones* ④. Pueden establecerse marcadores de onda para la traza en curso presionando el botón *modo marcación de ondas* ⑤. Inicialmente todos los marcadores se muestran en gris. El marcador activo se muestra con un círculo ⑭. Puede moverse el marcador activo presionando los botones de *derecha/izquierda* ⑱ y puede confirmarse presionando el botón *confirmar marcador* ⑮. El marcador se muestra entonces en rojo o azul (para el oído derecho o izquierdo, respectivamente). Al mover el marcador, vuelve a tornarse gris. Puede seleccionar cuál de los marcadores de onda (V, III y I) colocar presionando el botón de *selección de marcador de onda* ⑲. Para salir del modo de marcación de onda presione el botón *atrás* ⑯.

La barra de ruido de EEG ⑥ representa ruido biológico y externo, lo que es un indicador de condiciones de medición adecuadas. Con buenas condiciones de medición, la barra de EEG debería permanecer de color verde. Al aumentar el ruido, la barra de EEG gradualmente se torna amarilla y roja, lo que indica que los artefactos biológicos y externos pueden ser demasiado altos, por ej. el paciente puede no estar suficientemente tranquilo y relajado (por ej. tragando, moviéndose, mandíbula o dientes apretados), o la radiación electromagnética puede ser demasiado prominente. Al apretar la barra de ruido de EEG, se muestra el gráfico de ruido ⑳. Puede regresar a la visualización de barra de ruido EEG presionando sobre el gráfico de ruido de EEG. La barra de progreso ⑦ muestra el progreso de la medición en la traza activa. Si la barra está completa, se ha terminado la medición en el nivel en curso, es decir, se ha alcanzado el número de promediaciones definido por el usuario. Dependiendo de la configuración, puede terminarse la medición antes de alcanzar el número de promediaciones, por ej. si se ha activado *Proseguir automáticamente* o *Criterio de Detención por Ruido*. La impedancia de los electrodos ⑧ se actualiza periódicamente durante la medición, y se detiene la medición si la impedancia es demasiado alta. La prueba puede ponerse en pausa manualmente ⑪, ser reiniciada ⑬ luego de una pausa, o detenida ⑨. También puede reiniciarse ⑩ u omitirse ⑫ una medición en curso.

Una vez que se ha terminado la prueba, se muestra el resultado del ABR (ver *Figura 52*). Se muestran las trazas registradas para cada nivel de estímulo ② junto con las normativas si se ha configurado el grupo de edad para los datos normativos. Si se ha activado la detección automática de la onda V, la onda V estimada se muestra con un punto sobre la traza. También se muestra la validez estadística de la onda V en el indicador de estado de onda V ①. Una vez que se han colocado los marcadores, el nombre de la onda (I, III y V) se muestra en los marcadores correspondientes ③. Puede cambiarse la resolución del eje de amplitud deslizando el dedo sobre el eje de amplitud en la pantalla de gráfico de resultados hacia arriba (aumentar) o hacia abajo (disminuir). La resolución del eje temporal puede modificarse deslizando un dedo hacia la derecha (aumentar) o hacia la izquierda (disminuir) en el eje temporal de la pantalla del gráfico de resultados. Por favor tenga en cuenta que las demoras en la señal para auriculares de inserción y para distintas tasas de estimulación han sido compensadas.

Pueden ajustarse manualmente las latencias para las ondas I, III y V en la pantalla de marcar ondas ④. El marcador activo se indica con un círculo. La traza puede seleccionarse con los botones *arriba/abajo* ⑤. Puede moverse el marcador activo junto con la traza seleccionada utilizando los botones de flecha *derecha/izquierda* ⑥ y confirmarse utilizando el botón de *confirmar marcador* ⑦. Mientras se mueve

el marcador está gris. Al confirmarlo se torna rojo o azul (para el oído derecho o izquierdo, respectivamente). Por favor tenga en cuenta que el orden de los marcadores se preserva siempre con una distancia mínima de 0,5 ms (por ej. al mover el marcador de onda I hacia la derecha, el marcador de onda III también se moverá en cuanto el marcador de onda I llegue a la posición del marcador de onda III). La latencia correspondiente al marcador activo y la amplitud resultante se muestran como valores numéricos debajo del gráfico de trazas de ABR. Puede seleccionar cuál de los marcadores (I, III o V) desea cambiar presionando el botón de *selección de marcador de onda* (8). Si se ha cambiado un marcador, aparece un botón de *OK* (13) al pie de página. Al salir de la visualización de resultados, pueden aceptarse los cambios presionando sobre el botón de *OK* (13) o descartarlos presionando sobre el botón de *atrás* (12).

Puede cambiar a diferentes visualizaciones de resultados deslizando un dedo de derecha a izquierda sobre la pantalla de resultados. Las tres pantallas presentan un diagrama de nivel-latencia (onda V: círculos, onda III: triángulos, onda I: cuadrados) (9), valores numéricos de las amplitudes, latencias y latencias inter picos junto con otras informaciones relativas a la prueba (tales como impedancias, número de promediaciones, y ruido para cada traza) (10), e información general sobre el transductor y parámetros utilizados (como promediaciones, tasa de estimulación, tipo de estímulo, opciones de prueba, grupo de edad para normativas, y tiempo total) (11). Para asegurarse de tener condiciones adecuadas de medición, el ruido debería ser <100 nV después de 2000 promediaciones. Al aumentar las promediaciones, se reduce el ruido (por ej. < 70 nV después de 4000 promediaciones, < 50 nV después de 8000 promediaciones).

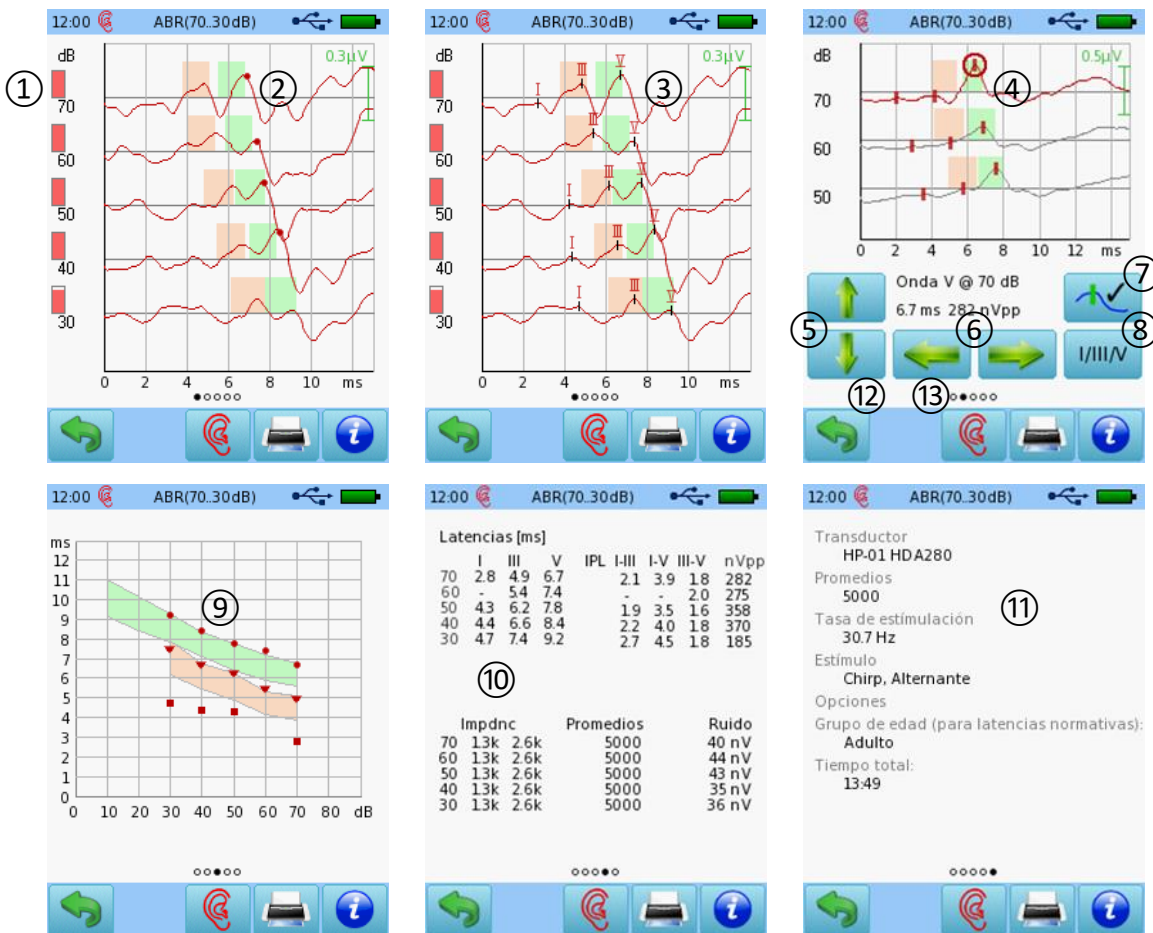


Figura 52: Resultados de ABR (arriba izquierda: trazas con onda V estimada; arriba centro: trazas con ondas I, III y V confirmadas; arriba derecha: configuración de marcador de ondas; abajo izquierda:

diagrama latencia-intensidad; abajo centro: datos de medición; abajo derecha: información general de la prueba)

Para repeticiones de nivel, hay opciones adicionales para presentar las trazas de ABR. Pueden mostrarse ordenadas por tiempo (orden de prueba) o por nivel, y las trazas de ABR del mismo nivel pueden mostrarse resumidas o pueden mostrarse una superpuesta sobre a otra para evaluar la repetibilidad de la respuesta de ABR para un nivel determinado. La *Figura 53* muestra las opciones disponibles:

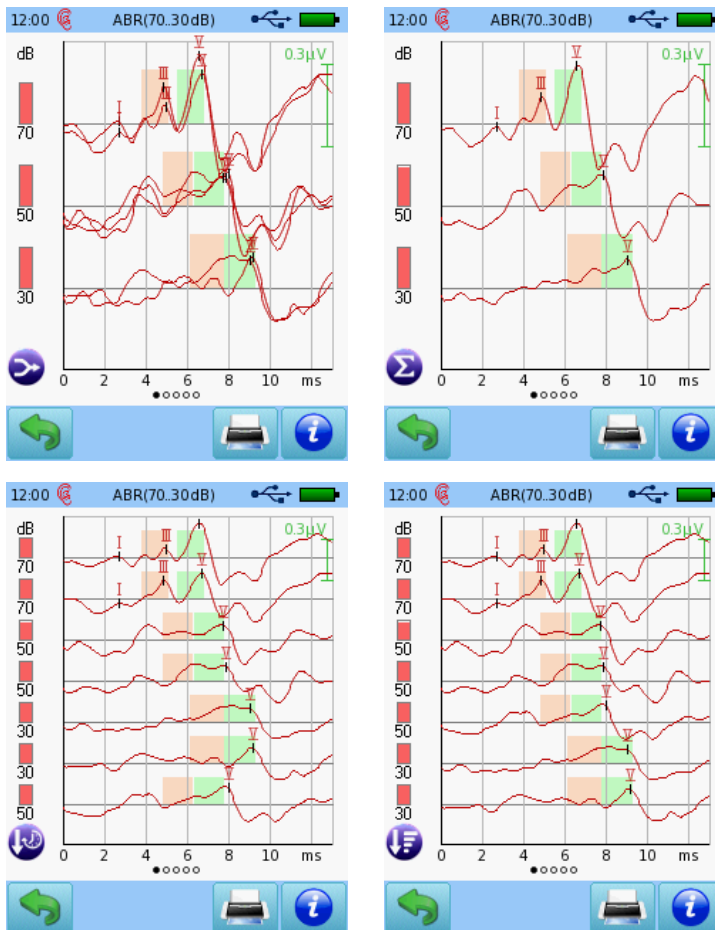


Figura 53: Opciones de resultados de ABR para niveles repetidos (arriba izquierda: trazas superpuestas de los mismos niveles; arriba derecha: mostrar trazas sumadas para los mismos niveles; abajo izquierda: mostrar trazas en orden de la prueba; abajo derecha: mostrar trazas ordenadas por nivel)

Si se ha seleccionado modo tasa, las trazas se muestran para cada tasa de estimulación examinada (en lugar de nivel de estimulación como en el modo standard) y se presenta un diagrama de tasa de estimulación vs. latencia (en lugar de un diagrama de latencia – intensidad) (ver *Figura 54*). La disposición básica de las visualizaciones de resultados en modo tasa es similar a la visualización de los resultados en modo standard.

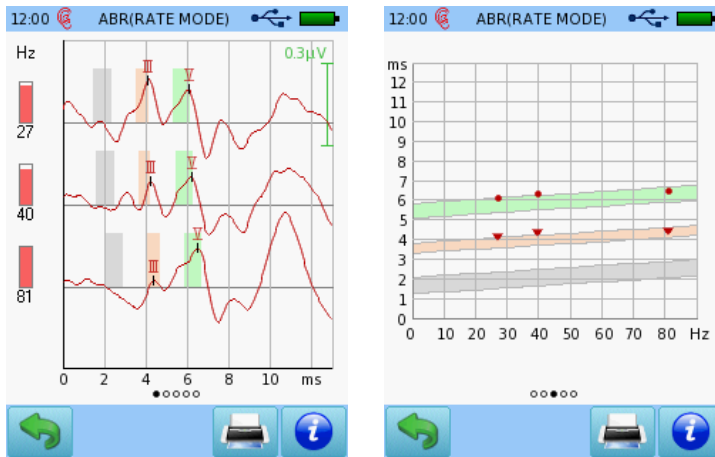


Figura 54: Resultados de ABR para modo tasa (izquierda: trazas con ondas III y V confirmadas; derecha: diagrama de tasa de estimulación vs. latencia)

Para la interpretación de los resultados, pueden considerarse los siguientes ejemplos (ver Figura 55 a Figura 58):

- **Paciente con audición normal** (ver Figura 55): Los ABRs con estímulos de banda ancha generalmente pueden medirse hasta aproximadamente 10 dB nHL en pacientes con audición normal. La latencia de la onda V aumenta y la amplitud de la onda V disminuye a medida que disminuye el nivel de estimulación. Las latencias de la onda V están dentro del rango normal cuando se ha seleccionado un grupo de edad apropiado.

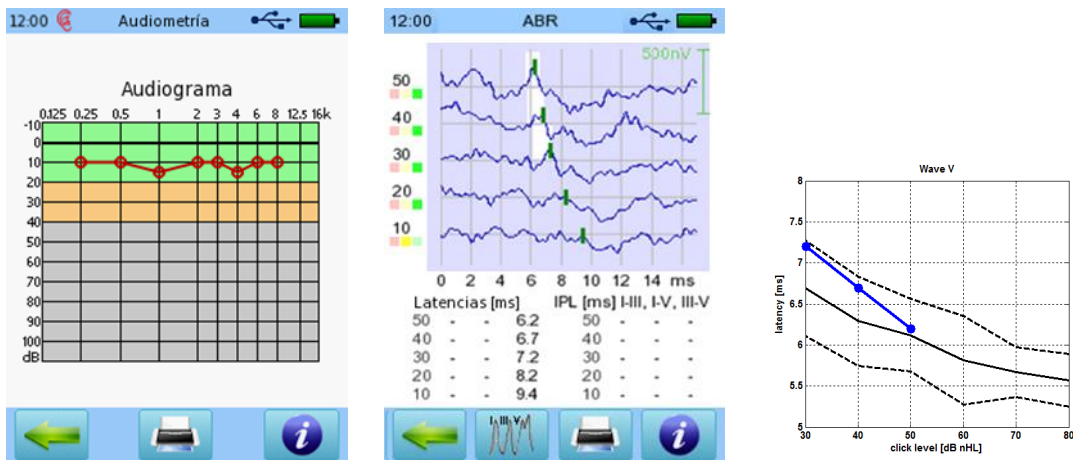


Figura 55: Ejemplo de resultado de ABR para un paciente con audición normal (izquierda: audiograma; centro: trazas de ABR; derecha: función latencia-nivel)

- **Pérdida auditiva conductiva** (ver Figura 56): En un paciente que sufre de pérdida auditiva conductiva, se disminuye el nivel efectivo de estimulación. En consecuencia, cambian las latencias y amplitudes de todas las ondas. Esto incluye que la latencia de la onda V generalmente aumenta, es decir, está fuera del rango normal de latencia. Frecuentemente las ondas anteriores a la onda V no pueden detectarse. La latencia entre picos no resulta afectada. En una pérdida auditiva conductiva con un audiograma plano, la función latencia-nivel se desplaza en el eje del nivel tanto como el nivel de la pérdida auditiva. Se obtienen umbrales de ABR en niveles de estimulación que corresponden a la pérdida auditiva en las frecuencias medias y altas.

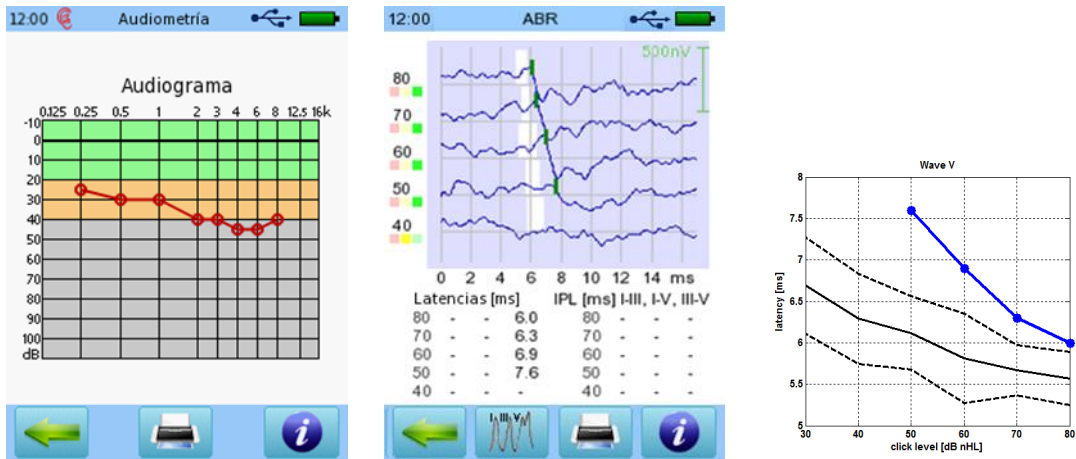
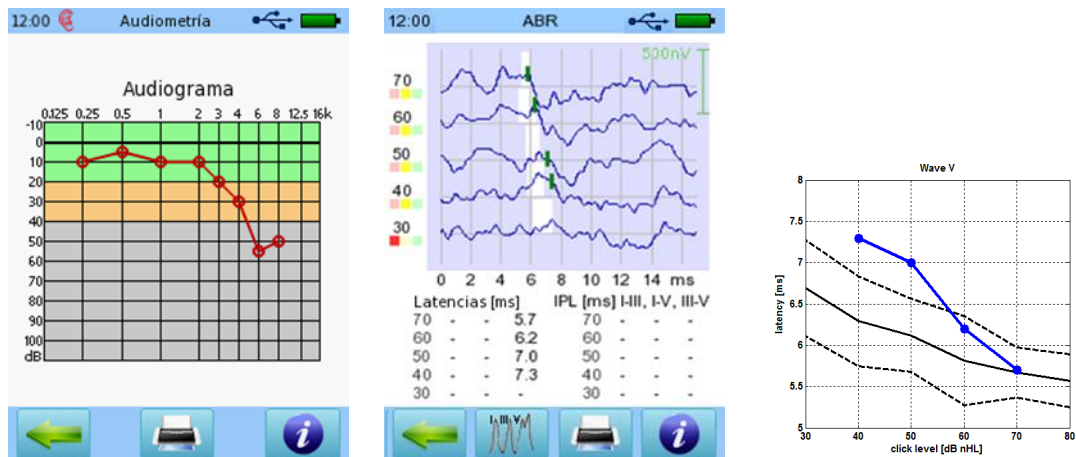


Figura 56: Ejemplo de resultado de ABR en un paciente con pérdida auditiva conductiva (izquierda: audiograma; centro: trazas de ABR; derecha: función latencia-nivel)

- **Pérdida auditiva coclear** (ver Figura 57): El efecto general depende de la severidad y configuración de la pérdida auditiva, y también de la composición frecuencial del estímulo. Las latencias de la onda V esencialmente equivalen a las registradas en pacientes con audición normal siempre que los estímulos estén al menos 20 dB por encima del umbral a 4 kHz, la configuración de la pérdida auditiva no tenga una curva empinada y que sea leve a moderada. La latencia inter picos I-V es normal. Las funciones de latencia-nivel en estos pacientes coinciden con las de pacientes con audición normal a niveles altos de estimulación.

Caso ejemplo 1: ABRs en un paciente que sufre de una pérdida auditiva coclear moderada en las frecuencias altas (click, tasa de estimulación: 20 Hz): En comparación con un paciente de audición normal, los ABRs aparecen con menor amplitud y una latencia de la onda V levemente aumentada. El umbral de ABR se obtiene en niveles de estimulación correspondientes a la pérdida auditiva en las frecuencias medianas y altas. La prolongación de la latencia en los niveles bajos de estimulación corresponde al tiempo de propagación de la onda progresiva a lo largo de la parte basal de la cóclea que no funciona en estos niveles.

Caso ejemplo 2: ABRs en un paciente que sufre de una pérdida auditiva coclear severa en las frecuencias altas (click, tasa de estimulación: 20 Hz): El umbral de ABR se obtiene en niveles de estimulación correspondientes a la pérdida auditiva en las frecuencias altas. No pueden establecerse umbrales en las frecuencias bajas debido a la baja sincronización de la actividad de las fibras nerviosas en la región apical de la cóclea.



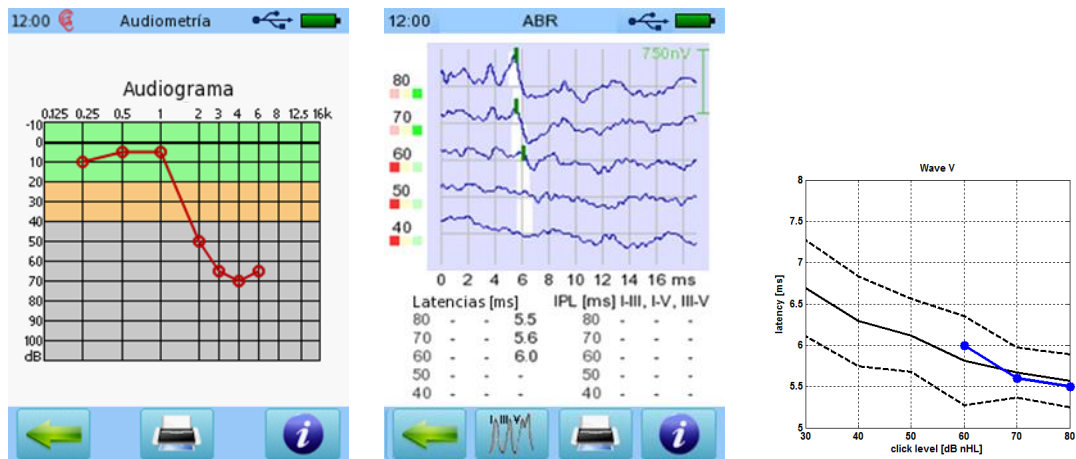


Figura 57: Ejemplo de resultado de ABR en pacientes con pérdida auditiva coclear (arriba: caso ejemplo 1; abajo: caso ejemplo 2) (izquierda: audiograma; centro: trazas de ABR; derecha: función latencia-nivel)

- **Pérdida auditiva retro-coclear** (ver Figura 58): ABRs en un paciente con trastornos neurales (click, tasa de estimulación: 10 Hz): El patrón de las ondas de ABR es diferente en comparación con el de pacientes con audición normal y pacientes con pérdida auditiva coclear o conductiva con respecto a la latencia interpicos (IPL) I-V. La IPL I-V se prolonga (4,4 ms) debido a la reducción en el tiempo de transmisión neural entre la cóclea y el tronco cerebral que excede el intervalo normal I-V (mujeres: $3,8 \pm 0,2$ ms; hombres: $4,0 \pm 0,2$ ms). Si existen datos de ambos oídos, pueden evaluarse las diferencias en la latencia de la onda V entre ambos (no se muestra). Las diferencias en la latencia de la onda V no deberían llegar a más de 0,3 a 0,4 ms entre oídos de no existir una asimetría de la pérdida auditiva interaural significativa.

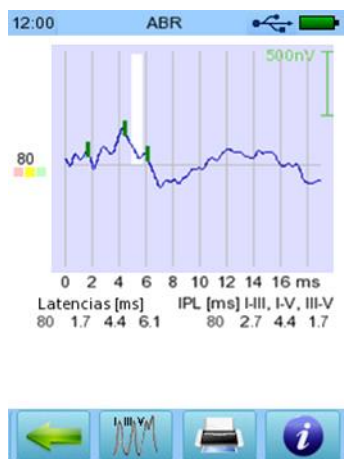


Figura 58: Ejemplo de resultado de ABR en un paciente con pérdida auditiva retro-coclear

ABR Rápido

El Sentiero Advanced incluye una alternativa para el modulo de ABR standard, principalmente para screening. Seleccione *ABR Rápido* en la pantalla de selección de módulos. Si tiene licencia para más de una prueba de PEA, encontrará *ABR Rápido* en la sección PEA. De ser necesario, cambie los parámetros. Las opciones de parámetros son reducidas en comparación al modulo standard de ABR, y solamente permiten seleccionar el nivel de estimulación y grupo de edad para normativas. Los niveles de estimulación se expresan en dB eHL, que representan un *nivel estimado de audición* siendo dB eHL =

dB nHL + 10 dB. El offset se seleccionó en base a la experiencia de que ABR puede generalmente registrarse solamente hasta 10 dB por encima del umbral de audición. Por lo tanto, al introducir el offset adicional, se considera que el umbral habitual de detección de ABR para pacientes con audición normal se alcanza a 0 dB eHL. Se aplica una configuración fija de estimulación (tasa de estimulación, polaridad del estímulo, número de promediaciones). En el módulo *ABR Rápido* el algoritmo de detección estadística busca la onda V solamente dentro del área de latencia normal, lo que es diferente del módulo ABR standard, que busca la onda V dentro de un marco de tiempo mayor, que incluye también latencias posteriores.

Para la preparación del paciente (instrucción, preparación de la piel, y montaje de los electrodos) por favor consulte las explicaciones para el módulo ABR standard. Asegúrese de que esté conectado un transductor válido (auriculares, auriculares de inserción, sonda, acopladores de oído) y el cable de electrodos. Asegúrese de que la piel esté limpia en los sitios donde va a colocar los electrodos. Seleccione el oído a examinar (*Derecho+Izquierdo*: medición simultánea del oído derecho e izquierdo). Comienza la medición de impedancia de los electrodos. Si la prueba se realiza con una o dos sondas, también comienza la calibración de la sonda. Para mayor información sobre la medición de impedancia y calibración de la sonda por favor consulte las explicaciones para el módulo ABR standard. Una vez lograda una medición exitosa de la impedancia de los electrodos, puede comenzar la prueba presionando sobre el botón *play* (o *avanzar*). Durante la medición de *ABR Rápido* se presenta la siguiente información en la pantalla (ver *Figura 59*):

Se muestra la traza de ABR para el nivel de estimulación seleccionado ①. El nivel de estimulación se muestra debajo del gráfico de trazas de ABR. Si se ha seleccionado, se muestran los datos normativos respectivos para las ondas III (área roja) y V (área verde). La escala de amplitud puede adaptarse deslizando un dedo verticalmente sobre el gráfico de trazas de ABR. El indicador de estado de validez ② refleja la probabilidad calculada estadísticamente de que exista una onda V con latencia normal en la señal registrada. Para mediciones binaurales, la barra roja se refiere al oído derecho, la barra azul al oído izquierdo. Si se ha detectado una onda V válida para uno de los oídos, se muestra una flecha verde en lugar del indicador de validez de la onda V.

La barra de ruido de EEG ③ representa ruido biológico y externo, lo que es un indicador de condiciones de medición adecuadas. Con buenas condiciones de medición, la barra de EEG debería permanecer de color verde. Al aumentar el ruido, la barra de EEG gradualmente se torna amarilla y roja, lo que indica que los artefactos biológicos y externos pueden ser demasiado altos, es decir, el paciente puede no estar suficientemente tranquilo y relajado (por ej. tragando, moviéndose, mandíbula o dientes apretados), o la radiación electromagnética puede ser demasiado prominente. La barra de progreso ④ muestra el progreso de la medición relativo al número máximo de promediaciones. Si la barra está completa, se ha terminado la medición. La impedancia de los electrodos ⑤ se actualiza periódicamente durante la medición, y se detiene la medición si la impedancia es demasiado alta. La prueba puede ponerse en pausa manualmente ⑦, continuarse luego de una pausa (el botón de *pausa* cambia a botón de *play* – no se muestra en la *Figura 59*), o detenerse ⑥.



Figura 59: Medición de ABR Rápido (izquierda: monoaural; centro/derecha: binaural)

Una vez finalizada la prueba, se muestran los resultados de ABR Rápido (ver Figura 60). Se muestra la traza de ABR ① registrada para el nivel de estimulación seleccionado junto con las normativas, si se configuró el grupo de edad para datos normativos. Se muestra en resultado general como una flecha verde ② (respuesta válida) o un símbolo rojo ③ (respuesta no válida). Puede cambiarse la resolución del eje de amplitud deslizando el dedo sobre el eje de tiempo en la pantalla de gráficos de resultados hacia arriba (aumentar) o hacia abajo (disminuir). Por favor tenga en cuenta que las demoras en la señal para auriculares de inserción y para distintas tasas de estimulación han sido compensadas. Debajo de la visualización de resultados ④ se muestra información adicional sobre el tipo y nivel de estímulo utilizado, número de promediaciones, amplitud de EEG e impedancia.

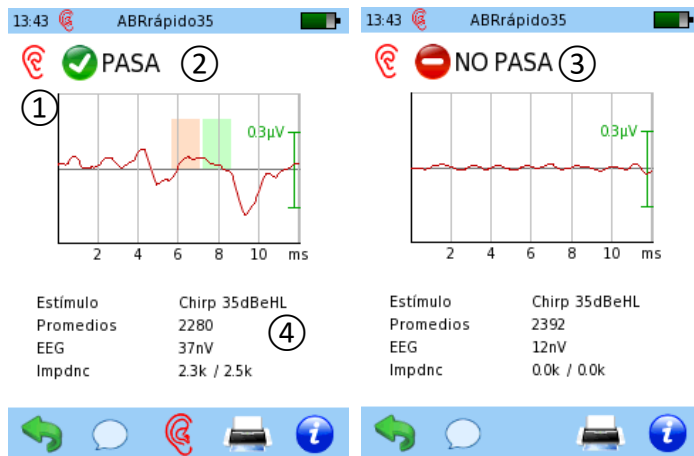


Figura 60: Resultados de ABR Rápido (izquierda: respuesta válida; derecha: respuesta no válida)

E-ABR

Otra versión del módulo standard de ABR es el módulo de E-ABR (ABR eléctrico), que permite registrar respuestas auditivas de tronco cerebral evocadas eléctricamente a fin de determinar si el nervio auditivo responde correctamente a la estimulación eléctrica.

El módulo de E-ABR provee la capacidad de medir respuestas de ABR en pacientes con implantes cocleares. El estímulo eléctrico se aplica mediante un estimulador externo, generalmente un sistema de adaptación de implantes cocleares (provisto por el fabricante de implantes cocleares). El estímulo eléctrico se transmite directamente a la bobina del implante coclear, desde donde se envía al electrodo del implante coclear y se convierte a una estimulación del nervio auditivo. Las respuestas de ABR se registran en el cuero cabelludo del paciente a través de electrodos de superficie adheridos al paciente (como en el ABR normal). Los electrodos de superficie se conectan a un cable de electrodos, que a su vez se conecta al Sentiero Advanced. Para sincronizar las respuestas correctamente, es preciso conocer la secuencia de tiempo de los estímulos en el equipo. Por este motivo los impulsos del disparador se transmiten desde el sistema de adaptación de implantes cocleares al equipo de medición.

El módulo de E-ABR en el Sentiero Advanced permite medir hasta 15 trazas en una misma prueba, y provee detección automática de respuesta y marcación de onda V. Los principios básicos de operación de ABR son los mismos que los del módulo de ABR standard.

Seleccione *E-ABR* en la pantalla de selección de módulos. Si tiene licencia para más de una prueba de PEA, encontrará *E-ABR* en la sección PEA. Seleccione el protocolo que desea utilizar. De ser necesario, cambie los parámetros de registro (por ej. detección automática de la onda V, desactivar control de impedancia durante la medición, opciones de disparador) y el nombre del protocolo si lo desea. Los parámetros de estimulación se configuran en el sistema de adaptación de implantes cocleares. Para mayor información sobre el sistema de adaptación de implantes cocleares por favor consulte el manual de operación correspondiente o contacte al fabricante del implante coclear.

Antes de comenzar la prueba explíquelo al paciente el procedimiento de prueba. Asegúrese de que las condiciones de la prueba (posición del paciente, relajación, montaje de electrodos, condiciones ambientales) son correctas, y de que un cable de electrodos válido esté conectado al Sentiero Advanced. Para mayor información por favor consulte las explicaciones del módulo standard de ABR. Por favor asegúrese también de que la configuración del estímulo en el sistema de adaptación de implantes cocleares sea la adecuada, y de que un transductor apropiado esté conectado al sistema de adaptación de implantes cocleares.

Seleccione el oído a examinar. Comienza la medición de impedancia de los electrodos (vea las explicaciones para el módulo standard de ABR). Puede comenzarse la prueba de ABR presionando el botón de *play* si las impedancias son correctas. Al presionar el botón de *play*, el equipo verifica si hay una entrada válida de disparador. En cuanto se reconoce una señal de disparador comienza la medición, sincronizada para una entrada válida del disparador. Durante la medición se controla la impedancia de los electrodos. En el caso en que al menos una de las impedancias sea demasiado alta (por ej. si un electrodo se cae), la prueba se interrumpe automáticamente. La prueba puede continuar solamente si las impedancias de los electrodos retornan a valores tolerables.

Durante la medición de E-ABR la información provista en la pantalla (ver *Figura 61*) es similar a la del ABR standard, es decir, la pantalla muestra las trazas de E-ABR (la visualización de todas las trazas aparece al hacer clic sobre el gráfico de las trazas; las trazas se numeran consecutivamente), ruido,

progreso del registro para la traza en curso, e impedancia de los electrodos. La traza comienza 1 ms antes de la presentación del estímulo para mostrar el artefacto eléctrico del estimulador externo. Una traza se termina en cuanto la barra de progreso está completa, es decir, cuando se alcanza el número preconfigurado de promediaciones. En ese momento se pone en pausa la medición. Después de configurar los parámetros para la próxima prueba en el sistema de adaptación de implantes cocleares, puede reiniciarse el registro en el Sentiero Advanced presionando el botón *play*. Si está configurado, una pausa en el disparador automáticamente pasa a una nueva traza. Puede omitirse o reiniciarse el registro de una traza presionando los botones *avanzar* o *retroceder*. Puede aumentarse el número preconfigurado de promediaciones presionando sobre el botón *aumentar promediaciones*. Puede mostrarse un gráfico de ruido de EEG al presionar sobre la barra de EEG. Una vez que la prueba ha finalizado, se muestra un resultado de E-ABR similar al resultado de ABR standard.

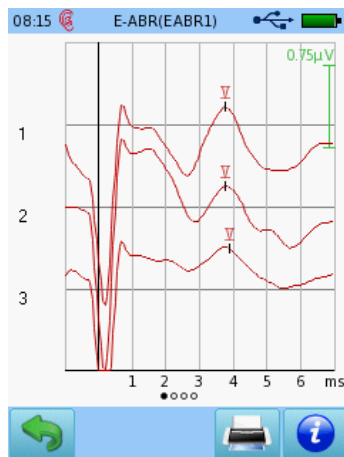


Figura 61: Medición de E-ABR

LITERATURA

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

- Gorga MP, Worthington DW, Reiland JK, Beauchaine KA, Goldgar DE (1985): Some comparisons between auditory brainstem response thresholds, latencies, and the pure-tone audiogram, *Ear and Hearing* 6, p. 105-112.
- Hall, JW (2007): *New Handbook of Auditory Evoked 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 Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (ASSR)

Los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (ASSRs) proveen información cuantitativa con especificidad de frecuencia sobre el procesamiento de sonido dentro del tronco cerebral y las regiones sub-corticales (Picton *et al.* 2003; Herdman y Stapells 2003). Los ASSRs son provocados por medio de estímulos de banda estrecha, es decir ya sea una señal sinusoidal con modulación de amplitud (y frecuencia) o un chirp de banda estrecha, que compensa la demora de tiempo de la membrana basilar. En comparación con la señal sinusoidal, la utilización del chirp de banda estrecha reduce la especificidad de frecuencia, pero aumenta la amplitud de la respuesta. Según los componentes frecuenciales de los estímulos, se estimulan distintas regiones de células sensoriales dentro de la cóclea. Según la frecuencia de modulación (es decir: para la señal sinusoidal, la tasa de modulación de amplitud; para el chirp, la tasa de repetición – a continuación, se utiliza solamente el término tasa de estimulación) se activan neuronas en diferentes regiones a lo largo de las vías auditivas. La tasa de estimulación del estímulo se selecciona de manera tal que las respuestas transientes se superpongan en el lugar de generación, lo cual genera una respuesta de estado estable. Las tasas de estimulación habituales son 40 y 80 Hz. El ASSR a 40 Hz se genera principalmente en la sub-corteza auditiva (Mäkelä y Hari, 1987; Pantev *et al.*, 1996; Ross *et al.*, 2003), mientras que el ASSR a 80 Hz se genera en el tronco cerebral (Herdman *et al.*, 2002). En comparación con los PEAs transientes, el ASSR a 40 Hz incluye componentes de respuesta tanto de latencia temprana como de latencia media, mientras que el ASSR a 80 Hz puede clasificarse como respuestas de latencia temprana (Mäkelä y Hari, 1987). Los ASSR de 40 Hz son afectados por el estado de vigilia y por lo tanto son adecuados solamente para pacientes despiertos y alertas (Galambos *et al.*, 1981), mientras que los ASSR a 80 Hz no son afectados por el estado de vigilia y por lo tanto son adecuados para bebés y en general para pacientes dormidos (incluyendo pacientes bajo sedación o anestesia) (Levi *et al.*, 1983). En los recién nacidos, las respuestas de latencia media generalmente no están presentes, de manera que la amplitud de ASSR a 40 Hz generalmente es reducida. Más aún, la tasa óptima de estimulación depende también de la frecuencia portadora. La amplitud de la respuesta de ASSR a 40 Hz aumenta a medida que disminuye la frecuencia portadora (Rodríguez *et al.*, 1986, Picton *et al.*, 1987), mientras que la amplitud de la respuesta de ASSR a 80 Hz son máximas en las frecuencias portadoras medias, entre 1 y 2 kHz (John *et al.*, 2001, Dimitrijevic *et al.*, 2002). Para frecuencias a partir de 6 kHz, pueden utilizarse incluso tasas de estimulación hasta 160 Hz (Lodwig y Rosner, 2016). A medida que aumenta la tasa de estimulación, disminuye el ruido ambiental durante el registro de las respuestas. La respuesta puede detectarse a través de electrodos de campo distante dentro del EEG como una señal sinusoidal con una frecuencia que sigue la tasa de estimulación. La respuesta puede analizarse estadísticamente dentro del dominio frecuencial (Stapells *et al.*, 1987; Dobie y Wilson, 1989; Picton *et al.*, 2001).

Al utilizar diferentes tasas de estimulación para distintas frecuencias portadoras, es posible la medición simultánea a múltiples frecuencias (Lins y Picton, 1995). El efecto de supresión para mediciones simultáneas de múltiples frecuencias con una distancia mínima de una octava entre frecuencias examinadas simultáneamente es significativamente menor para ASSR a 80 Hz que para ASSR a 40 Hz (John *et al.*, 1998; Ross *et al.*, 2003). Para ASSR a 40 Hz, la amplitud puede disminuir en 50 %, mientras que para ASSR a 80 Hz, la amplitud puede disminuir aproximadamente 15%. El efecto de supresión puede variar significativamente entre pacientes. Más aún, la tasa de repetición puede variarse levemente durante la prueba para reducir artefactos debidos a la radiación electromagnética.

A diferencia de las DPOAEs, los ASSRs proveen información sobre el grado de la pérdida auditiva dentro de todo el rango dinámico de la audición. Por lo tanto, los ASSRs son una manera adecuada para

evaluar el estado de audición de manera cuantitativa y con especificidad frecuencial, sobre todo en niños, y pueden contribuir a mejorar la adaptación de audífonos. El uso previsto de ASSR es el diagnóstico de seguimiento posterior al screening auditivo neonatal, diagnóstico topológico (en conjunto con timpanometría y OAE), diagnóstico neurológico, o determinación de umbrales auditivos con especificidad frecuencial.

El ASSR es especialmente útil para determinar umbrales de audición objetivos en las frecuencias bajas, donde no puede realizarse DPOAE. Para la determinación objetiva de umbrales de audición, se recomienda en una primera etapa medir DPOAE búsqueda de umbrales a las frecuencias requeridas, y en una segunda etapa medir ASSR en las frecuencias en las que no pudo detectarse una respuesta de DPOAE. El tiempo de prueba promedio para ocho frecuencias en pacientes de audición normal es aproximadamente 15 minutos, y para pacientes con trastornos de audición alrededor de 25 minutos (Rosner, 2013b).

Hay dos opciones para la prueba de ASSR:

- **ASSR Fijo** permite la medición de ASSR con especificidad de frecuencia a uno o varios niveles. Se obtiene un estado de detección de respuesta (respuesta válida/no válida) para cada combinación de frecuencia/nivel.
- **ASSR Umbral** permite la determinación de umbrales auditivos con especificidad de frecuencia dentro de un rango de niveles definibles, midiendo ASSR con ajuste de nivel adaptativo (algoritmo de bracketing). Se estima la pérdida auditiva utilizando valores offset fijos. La detección de umbrales para cada frecuencia se detiene si dos respuestas consecutivas en dicha frecuencia no son válidas.

Las pruebas de ASSR pueden realizarse de manera binaural si se conecta un transductor adecuado (por ej. auriculares, dos sondas), lo que reduce el tiempo aproximadamente a la mitad. Puede medirse ASSR en frecuencias desde 250 Hz hasta 8 kHz con presentación de estímulos multifrecuenciales.

USO PRÁCTICO

Seleccione *ASSR* en la pantalla de selección de módulos. Si tiene licencia para más de una prueba de PEA, encontrará *ASSR* en la sección *PEA*. Seleccione el protocolo que desea utilizar. De ser necesario, cambie los parámetros (por ej. modo de prueba, frecuencias de los estímulos, niveles de estimulación (*ASSR Fijo*) o rango de niveles (*ASSR Umbral*), tasa de estimulación, ancho de banda del estímulo, número de promediaciones) y el nombre del protocolo si lo desea.

Tasa de estimulación:

Se recomienda utilizar ASSR a 40 Hz para pacientes despiertos y alertas (niños y adultos) y ASSR a 80 Hz para pacientes dormidos (bebés, pacientes sedados o anestesiados). El modo auto provee un paradigma de tasa de estimulación con desempeño optimizado que aumenta la tasa de estimulación cuando aumenta la frecuencia, teniendo en cuenta la dependencia de las tasas de estimulación de las frecuencias portadoras, y la dependencia de los niveles de ruido de las tasas de estimulación. El modo auto puede utilizarse para pacientes despiertos o dormidos. Por favor tenga en cuenta que se aplica jitter en las tasas de estimulación para mejorar la resistencia al ruido de interferencia.

Ancho de banda del estímulo:

Al aumentar el ancho de banda del estímulo aumenta la amplitud de la respuesta, pero disminuye la especificidad frecuencial. La selección de ancho de banda del estímulo influye en la selección de frecuencias.

Ruido de enmascaramiento:

Se recomienda el enmascaramiento contralateral si hay una asimetría significativa en la pérdida auditiva entre oídos, es decir diferencias de aproximadamente 30 a 40 dB (auriculares) o aproximadamente 50 a 60 dB (auriculares de inserción). Si se utiliza un vibrador óseo, la utilización de ruido contralateral es esencial.

Promediaciones:

En condiciones de medición estables, al aumentar el tiempo de promediación se disminuye el nivel de ruido y aumenta la confiabilidad de la validez de las respuestas y por lo tanto la calidad de la determinación de umbrales.

Criterio de detención por ruido:

Si está activado (es decir el criterio de detención por ruido >0 nV), se detiene el registro de una traza en cuanto el ruido residual está por debajo del umbral de ruido definido sin que se detecte una respuesta. Por lo tanto, si está activada, esta opción acelera la velocidad de registro en caso de que no haya respuesta presente.

Antes de comenzar la prueba, explíquelo al paciente el procedimiento. Para reducir los artefactos musculares, el paciente debe estar tranquilo y relajado, sentado o acostado cómodamente en un sillón reclinable o camilla. Para ASSR a 40 Hz, el paciente debe permanecer despierto, mientras que para ASSR a 80 Hz puede dormir. Para bebés, intente realizar la prueba mientras el paciente está dormido o bajo sedación si está aprobada médicamente. Para reducir los artefactos ambientales, realice la prueba en una habitación con baja radiación electromagnética, es decir en una cabina de metal con aislación eléctrica o en otra habitación donde no haya aparatos eléctricos conectados (tales como computadoras, luces, teléfono, teléfonos celulares, transformadores) cerca del equipo de medición. Un cable de electrodos blindado también puede ayudar a reducir el ruido electromagnético. Se recomienda una cabina insonorizada o una habitación silenciosa si desea determinar umbrales de ASSR a bajos niveles de presión de sonido.

Asegúrese de que esté conectado un transductor válido (auriculares, auriculares de inserción, sonda, vibrador óseo) y el cable de electrodos. Asegúrese de que la piel esté limpia en los sitios donde va a colocar los electrodos. Para mayores detalles sobre la preparación de la piel, la posición de los electrodos y la impedancia, por favor consulte *USO PRÁCTICO* en la sección [3.2.6: Potenciales Evocados de Tronco Cerebral \(ABR o BERA\)](#).

Seleccione el oído a examinar (*Derecho+Izquierdo*: medición simultánea del oído derecho e izquierdo – por favor tenga en cuenta que en este caso se recomienda un montaje simétrico de los electrodos). Comienza la medición de la impedancia de los electrodos. Ambas impedancias deben ser <12 k Ω para poder comenzar la medición. Se recomienda que las impedancias sean <6 k Ω y que la diferencia entre el electrodo rojo y el blanco sea <3 k Ω . Una vez lograda una medición exitosa de la impedancia de los electrodos, puede comenzar la prueba presionando sobre el botón de *play*. Los estímulos de ASSR se presentan a través del transductor, y la respuesta se detecta a través del cable de electrodos. Durante la medición, se controla la impedancia de los electrodos. En el caso en que al menos la impedancia de uno sea demasiado alta (por ej. si se ha caído un electrodo), la prueba se interrumpe automáticamente. La prueba solamente puede reiniciarse si las impedancias de los electrodos vuelven a valores

tolerables. Para mayores detalles sobre la medición de la impedancia, por favor consulte *USO PRÁCTICO* en la sección *3.2.6: Potenciales Evocados de Tronco Cerebral (ABR o BERA)*.

Durante la medición se muestra la siguiente información en la pantalla (ver *Figura 62*):

Se muestra la validez estadística del ASSR para cada combinación de frecuencia/nivel que está siendo examinada ①. Las trazas se muestran en rojo (oído derecho) y/o azul (oído izquierdo). Pueden presentarse hasta dos combinaciones de frecuencia/nivel simultáneamente para ASSR a 40 Hz, y para ASSR a 80 Hz y automático hasta cuatro combinaciones. Una traza ha sido completada cuando la curva llega al punto máximo de la traza (respuesta válida), si llega a la zona triangular dentro del casillero (respuesta no válida), o si se llega al tiempo máximo de promediación definido (respuesta no válida). La barra de EEG ② representa ruido biológico y externo, lo que es un indicador de condiciones de medición adecuadas. Con buenas condiciones de medición, la barra de EEG debería permanecer de color verde. Al aumentar el ruido, la barra de EEG gradualmente se torna amarilla y roja, lo que indica que los artefactos biológicos y externos pueden ser demasiado altos, es decir el paciente puede no estar suficientemente tranquilo y relajado (por ej. tragando, moviéndose, mandíbula o dientes apretados), o la radiación electromagnética puede ser demasiado prominente. Al presionar sobre la barra de ruido de EEG, se muestra el gráfico de ruido de EEG ⑤. Puede regresar a la barra de ruido de EEG presionando sobre el gráfico de ruido de EEG. La barra de progreso ③ muestra el progreso de la medición. Si la barra está completa, se ha terminado la secuencia de la prueba. La impedancia de los electrodos ④ se actualiza periódicamente durante la medición, y se detiene la medición si la impedancia es demasiado alta.

La prueba puede ponerse en pausa manualmente ⑦, continuarse luego de una pausa (el botón de pausa cambia a botón de play – no se muestra en la *Figura 62*), o detenerse ⑥. También puede omitirse la medición en curso de una frecuencia ⑧. Si hay varias mediciones en curso puede seleccionarse la combinación de frecuencia/nivel (omitir ⑨: omitir nivel a esta frecuencia, detener ⑩: detener todos los niveles a esta frecuencia) una vez que se ha presionado el botón principal de *avanzar* ⑧. Los botones de *avanzar* ⑨ y *detener* ⑩ para las combinaciones de frecuencia/nivel pueden eliminarse presionando el botón principal de *avanzar* ⑧ nuevamente. Puede mostrarse el estado de medición en curso para el oído derecho o izquierdo presionando la zona izquierda o derecha del gráfico, respectivamente. La pantalla aparece en rojo para el oído derecho y en azul para el oído izquierdo. Las combinaciones de frecuencia/nivel que están siendo examinadas se muestran con el símbolo de *reloj* ⑪, las combinaciones de frecuencia/nivel que ya han sido examinadas tienen una flecha verde ⑫ (respuesta válida), un \emptyset rojo ⑬ (respuesta no válida), o un \emptyset gris (respuesta incompleta porque se detuvo la medición para esta combinación de frecuencia/nivel).



Figura 62: Medición de ASSR (arriba: medición de ASSR monoaural a 40 Hz; arriba izquierda: pantalla standard de medición; arriba derecha: pantalla de medición con gráfico de ruido de EEG; abajo: medición de ASSR binaural a 80 Hz; abajo izquierda: pantalla standard de medición; abajo centro: selección de omitir/detener; abajo derecha: estado de medición y matriz de resultados)

El algoritmo de respuesta estadística se basa en la prueba de coherencia de magnitud al cuadrado (Dobie y Wilson, 1989) y determina si hay respuesta o no. El algoritmo de detección de respuesta compara el cuadrado promedio (= potencia) de la onda promediada a la suma de los cuadrados promedios de los barridos individuales y calcula una calificación. Se detecta una respuesta válida si se alcanza una calificación de detección de 4 (equivalente a un nivel de significancia de 5%) una vez que se ha promediado durante un tiempo mínimo de 45 segundos. Esto significa que la potencia del promedio general debe ser 4 veces mayor que la suma de las potencias de los barridos individuales.

Una vez terminada la prueba, se muestra el resultado de ASSR (ver Figura 63 para visualización general de resultados de ASSR y Figura 64 para la visualización de resultados como audiograma específico de ASSR umbral). Para todas las mediciones de ASSR hay tres pantallas disponibles. La pantalla de matriz de estado del resultado ① muestra el estado de respuesta para cada combinación de frecuencia/nivel examinada, es decir si hay una respuesta válida (flecha verde), respuesta no válida (Ø rojo), o respuesta no definida/no completada (Ø gris). Al presionar sobre cualquiera de los símbolos de estado de respuesta, se muestra la información detallada de la respuesta correspondiente ② incluyendo información sobre la frecuencia, nivel, tasa de estimulación y estado de la respuesta en la parte superior de la pantalla. Debajo, se muestra la traza de validez estadística en rojo (oído derecho) o azul (oído izquierdo), respectivamente. La Figura 63 muestra tres ejemplos típicos de respuesta (abajo

izquierda: respuesta válida – la traza de validez alcanza la parte superior del casillero antes de llegar al tiempo máximo de medición; abajo centro: respuesta no válida – la traza de validez alcanza el triángulo gris dentro del casillero; abajo derecha: respuesta no válida – se llega al límite de tiempo sin obtener una respuesta válida). Abajo, se muestran la amplitud de la respuesta, la amplitud del ruido, y las impedancias de los electrodos. Para regresar a la matriz de estado de respuesta presione sobre la pantalla o sobre el botón de *retroceder*. La pantalla de información general ③ muestra el transductor utilizado, la configuración de la prueba (modo de prueba, ancho de banda del estímulo, tasa de estimulación) y el tiempo total de medición.

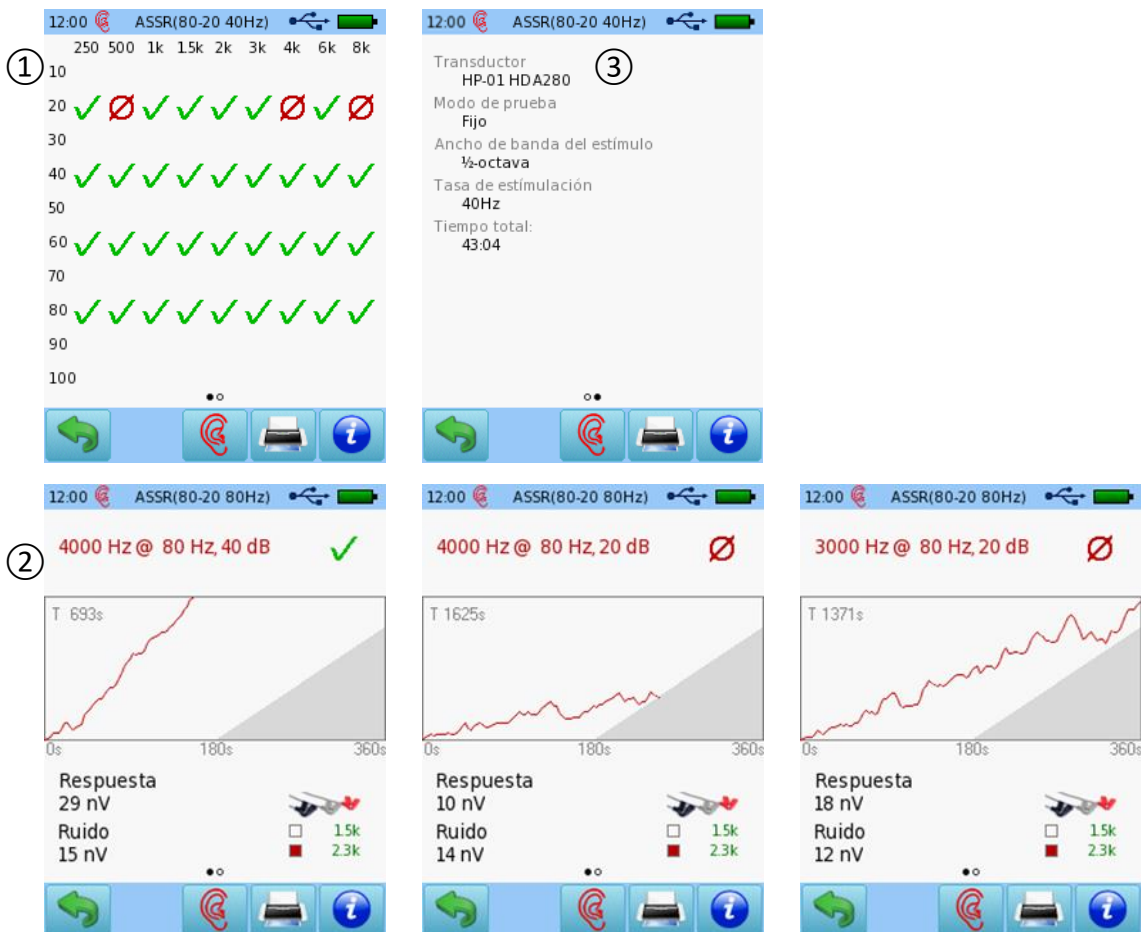


Figura 63: Resultados de ASSR (arriba izquierda: matriz de validez de respuesta; arriba derecha: información general de la prueba; abajo: información detallada de la respuesta para respuestas válidas y no válidas)

Para asegurarse de tener las condiciones adecuadas para la medición, el ruido debe ser <20 nV después de un tiempo de promediación de 360 s. Al aumentar el tiempo de promediación, disminuye el ruido y viceversa, es decir, si se detecta una respuesta válida de ASSR rápidamente, debe esperarse mayor nivel de ruido.

Para Umbral de ASSR también puede mostrarse un audiograma (ver Figura 64). El audiograma muestra umbrales estimados de ASSR, que se obtienen al sustraer un offset determinado empíricamente del nivel de estimulación más bajo en el que se ha detectado una respuesta válida de ASSR (Rosner, 2013a). Los umbrales se muestran en rojo (oído derecho) o azul (oído izquierdo). El ancho del símbolo de umbral corresponde al ancho de banda de estímulo configurado. Un símbolo de *flecha hacia arriba*

indica que el umbral es igual o mejor que el umbral mostrado. Un símbolo de *flecha hacia abajo* indica que el umbral excede el nivel al que se muestra el símbolo. Al deslizar un dedo de derecha a izquierda sobre la pantalla del audiograma, se muestra la matriz de respuesta (ver *Figura 63*).

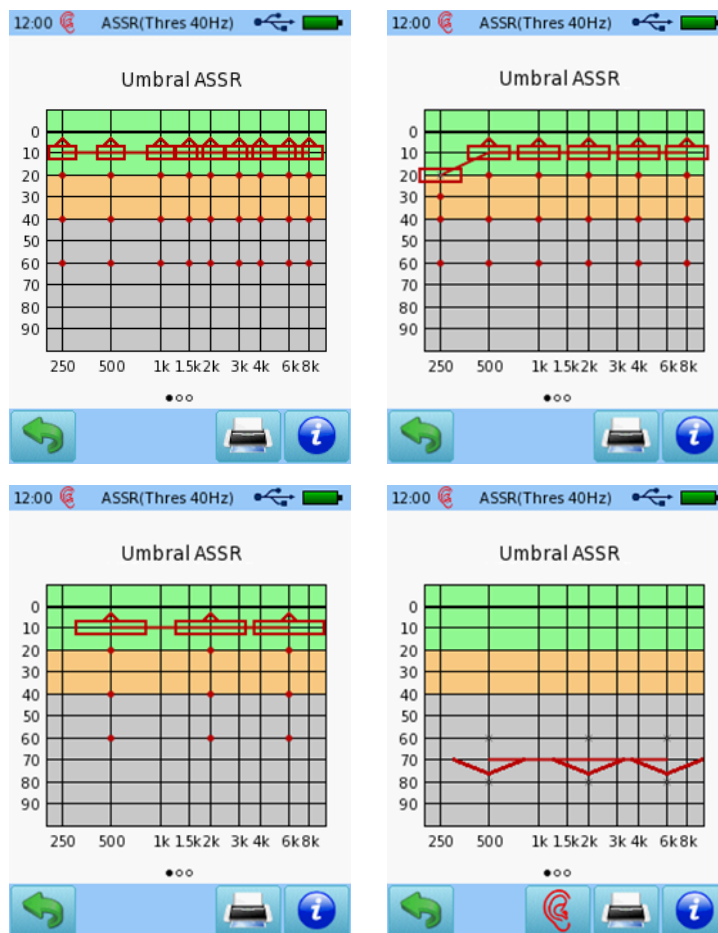
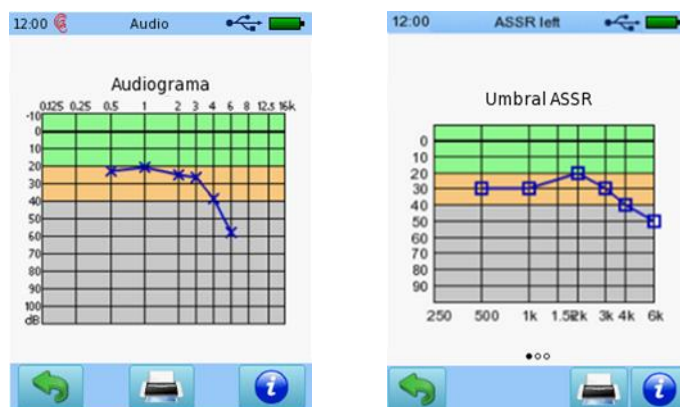


Figura 64: Resultados de ASSR Umbral (arriba izquierda: ancho de banda de estímulo de 1/2 octava; arriba derecha: ancho de banda de estímulo de una octava; abajo: ancho de banda de estímulo de dos octavas).

Los siguientes ejemplos de casos (ver *Figura 65*) muestran que pueden estimarse umbrales conductuales apropiadamente con ASSR. La relación entre umbrales auditivos estimados con mediciones de ASSR y el umbral auditivo conductual ha sido investigada por varios grupos de estudio (por ej. Dimitrijevic et al., 2002, Ahn et al., 2007).



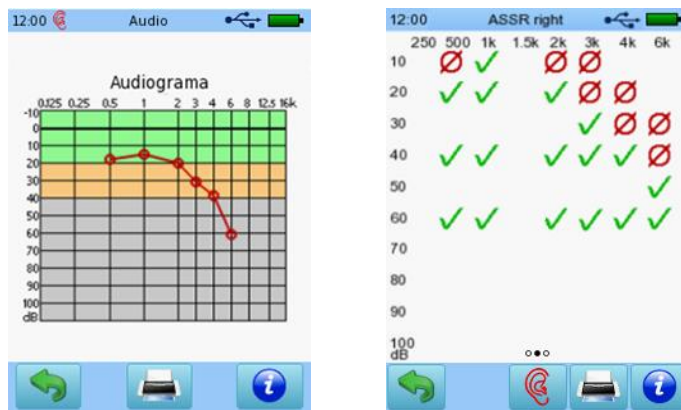


Figura 65: Ejemplos de casos de ASSR (izquierda arriba/abajo: umbrales conductuales con tonos puros; arriba derecha: umbrales de ASSR; abajo derecha: matriz de validez de ASSR)

LITERATURA

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

La electrocoqueografía (ECochG) registra actividad neural de la cóclea y el nervio vestibulococlear mediante un electrodo de campo cercano colocado en el canal auditivo o apoyado sobre la superficie del tímpano (registro extratimpánico) o con un electrodo de aguja que perfora el tímpano y se ubica en el promontorio coclear (registro transtimpánico). Debido a la naturaleza invasiva del registro transtimpánico, esta técnica de medición tiene aplicaciones limitadas, y generalmente se prefiere el registro extratimpánico. El montaje habitual de los electrodos incluye un electrodo para el canal auditivo, insertado profundamente dentro del canal auditivo (o un electrodo de membrana timpánica que se apoya sobre el tímpano) (electrodo de registro), un electrodo de superficie adherido al lóbulo o mastoide contralateral (electrodo de referencia), y un electrodo de superficie adherido a la mejilla (electrodo de tierra). Las impedancias pueden ser relativamente altas para los electrodos en el canal auditivo, lo que puede también producir un mal balance de las impedancias de los electrodos y por lo tanto puede dar un modo de rechazo común y supresión de ruido menos eficiente. Más aún, la amplitud y la relación señal-ruido (SNR) de los potenciales registrados dependen de la profundidad de inserción del electrodo del canal auditivo, es decir que cuanto más profundamente se inserta, las amplitudes son mayores y el SNR es menor. También es posible utilizar un electrodo de superficie adherido al lóbulo o mastoide ipsilateral como electrodo de registro. Sin embargo, este montaje de electrodos generalmente produce amplitudes muy reducidas y por lo tanto no se recomienda. En general, cuando se utiliza un electrodo de registro extratimpánico, se necesita una promediación extendida de la señal para obtener respuestas adecuadas.

Pueden registrarse los siguientes potenciales, generados aproximadamente en las siguientes zonas: (1) microfónica coclear (CM): células ciliadas externas, (2) potencial de sumación (SP): membrana basilar, y (3) potencial de acción (AP): nervio vestibulococlear. El potencial de acción, incluyendo su componente principal N1, generalmente es el pico más prominente en la respuesta registrada y generalmente está dominado por la actividad de las fibras nerviosas basales. N1 virtualmente corresponde a la onda I de una medición de ABR. El potencial de sumación y el potencial de acción pueden resaltarse sumando las respuestas de rarefacción y condensación. La microfónica coclear es similar a la onda del estímulo, especialmente a niveles de estimulación bajos a medios, y por lo tanto se lo puede confundir fácilmente con artefactos del estímulo. Más aún, la microfónica coclear puede ser cubierta por artefactos del estímulo cuando se utilizan electrodos extratimpánicos. La microfónica coclear se suprime al estimular con polaridad alternante. La visibilidad de la microfónica coclear se mejora restando las respuestas de condensación de las de rarefacción.

Generalmente se utiliza un estímulo de click o toneburst. La latencia de la respuesta es generalmente entre 1 y 3 ms. Las latencias del potencial de acción aumentan al disminuir el nivel de estimulación, lo que refleja la menor contribución de las regiones cocleares basales. Por el contrario, las latencias de la microfónica coclear y el potencial de sumación son bastante independientes del nivel de estimulación. Las amplitudes de todos los componentes aumentan al aumentar el nivel de estimulación. El potencial de sumación exhibe una notable saturación a niveles de estimulación altos. La amplitud del potencial de acción disminuye también al aumentar la tasa de estimulación. Generalmente no se utiliza enmascaramiento para las mediciones de ECochG dado que los potenciales registrados son potenciales de campo cercano, que son mayores cerca del electrodo de registro.

Las aplicaciones clínicas posibles son la determinación de umbrales de audición, identificación y control de síndrome de Ménière o hidropesía endolinfática, y monitoreo intraoperativo. Sin embargo, por

favor tenga en cuenta que la determinación de umbrales de audición utilizando ECoChG (especialmente si se registran con un electrodo extratimpánico) no es tan confiable como la determinación de umbrales auditivos utilizando ABR.

USO PRÁCTICO

Seleccione *ECoChG* en la pantalla de selección de módulos. Si tiene licencia para más de una prueba de PEA, encontrará *ECoChG* en la sección PEA. Seleccione el protocolo que desea utilizar. De ser necesario, cambie los parámetros de registro (por ej. nivel de estimulación, tasa de estimulación) y el nombre del protocolo.

Antes de comenzar la prueba explíquelo al paciente el procedimiento de prueba. Para reducir los artefactos musculares, el paciente debe estar tranquilo y relajado, sentado o acostado cómodamente en un sillón reclinable o camilla. Para bebés, intente realizar la prueba mientras el paciente está dormido o bajo sedación si está aprobada médicamente. Para reducir los artefactos ambientales, realice la prueba en una habitación con baja radiación electromagnética, por ejemplo, en una cabina de metal con aislación eléctrica o en otra habitación donde no haya aparatos eléctricos conectados (tales como computadoras, luces, teléfono, teléfonos celulares, transformadores) cerca del equipo de medición. Un cable de electrodos blindado también puede ayudar a reducir el ruido electromagnético. Se recomienda una cabina insonorizada o una habitación silenciosa si desea determinar umbrales de ECoChG a bajos niveles de presión de sonido.

Asegúrese de que esté conectado un transductor válido (auriculares, auriculares de inserción, sonda) y el cable de electrodos, y que ambos cables estén separados entre sí para evitar diafonía en el transductor. Asegúrese de que la piel esté limpia en los sitios donde va a colocar los electrodos (referencia, tierra). Para mayores detalles sobre la preparación de la piel, la posición de los electrodos y la impedancia, por favor consulte *USO PRÁCTICO* en la sección [3.2.6: Potenciales Evocados de Tronco Cerebral \(ABR o BERA\)](#). Seleccione un electrodo de registro adecuado y colóquelo en el canal auditivo. Para mayor información sobre el montaje de los electrodos y aspectos relativos a la selección de electrodos por favor consulte el párrafo inicial de la sección ECoChG.

Seleccione el oído a examinar. Comienza la medición de impedancia de los electrodos. Ambas impedancias deben ser adecuadas para realizar una medición. Para mayores detalles sobre la medición de impedancias por favor consulte *USO PRÁCTICO* en la sección [3.2.6: Potenciales Evocados de Tronco Cerebral \(ABR o BERA\)](#). Una vez obtenida una medición exitosa de la impedancia de los electrodos, puede comenzar la prueba presionando sobre el botón *play*. El estímulo de ECoChG se presenta a través del transductor, y la respuesta se detecta mediante el cable de electrodos. Durante la medición se controla la impedancia de los electrodos. En el caso en que al menos una de las impedancias sea demasiado alta (por ej. si un electrodo se cae), la prueba se interrumpe automáticamente. La prueba puede continuar solamente si las impedancias de los electrodos retornan a valores tolerables.

Durante la medición se muestra la siguiente información en la pantalla (ver *Figura 66*):

Se muestran las trazas de ECoChG para el nivel y tasa de estimulación configurados en tres gráficos: las respuestas de estímulos de rarefacción y condensación se muestran juntas en un trazado ①, las respuestas de estímulos de rarefacción y condensación se suman para obtener una sola traza ②, y las respuestas de estímulos de rarefacción y condensación se restan para obtener una sola traza ③. La traza examinada se muestra en rojo (oído derecho) o azul (oído izquierdo)

Durante la medición de ECoChG, la barra de EEG ④ representa ruido biológico y externo, lo que es un indicador de condiciones de medición adecuadas. Con buenas condiciones de medición, la barra de EEG debería permanecer de color verde. Al aumentar el ruido, la barra de EEG gradualmente se torna amarilla y roja, lo que indica que los artefactos biológicos y externos pueden ser demasiado altos, es decir, el paciente puede no estar suficientemente tranquilo y relajado (por ej. tragando, moviéndose, mandíbula o dientes apretados), o la radiación electromagnética puede ser demasiado prominente. Al presionar sobre la barra de ruido de EEG, se muestra el gráfico de ruido de EEG. Puede regresar a la barra de ruido de EEG presionando sobre el gráfico de ruido de EEG. La barra de progreso ⑤ muestra el progreso de la medición. Si la barra está completa, se ha terminado la medición, es decir, se ha alcanzado el número de promediaciones definido por el usuario. La impedancia de los electrodos ⑥ se actualiza periódicamente durante la medición, y se detiene la medición si la impedancia es demasiado alta. La prueba puede ponerse en pausa ⑦ o detenerse ⑧ manualmente.

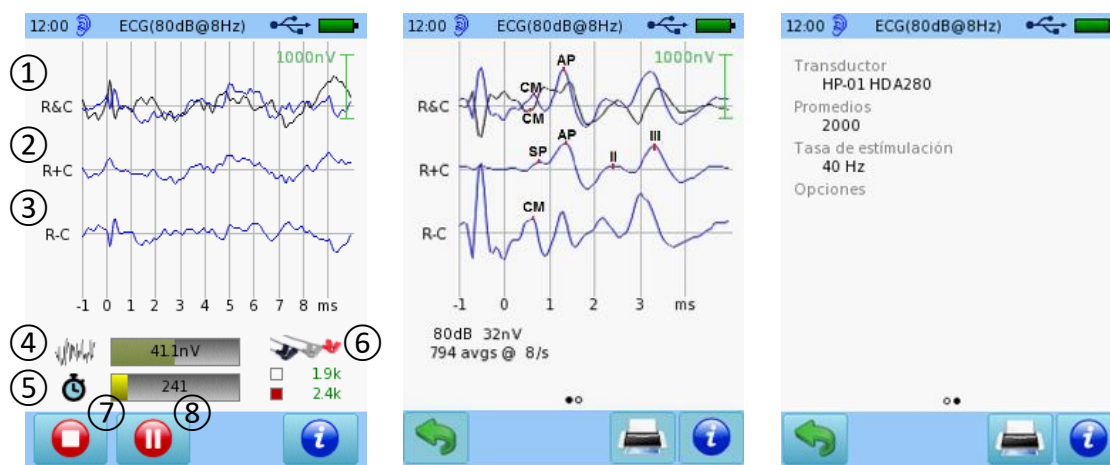


Figura 66: Medición de ECoChG (izquierda) y resultados (centro, derecha)

Una vez finalizada la prueba, se muestran los resultados de ECoChG (ver Figura 66). Se muestran nuevamente las trazas de ECoChG en tres gráficos (rarefacción y condensación, rarefacción más condensación, rarefacción menos condensación) como se explica arriba. Debajo del gráfico se muestra información adicional sobre la prueba, como por ejemplo el nivel de estimulación, ruido, número de promediaciones, y tasa de estimulación. Al deslizar un dedo sobre el eje de tiempo puede ajustarse la resolución del eje de tiempo. Deslizando un dedo de derecha a izquierda sobre la pantalla de resultados puede pasar a la pantalla de información general de los resultados, que presenta información sobre el transductor y parámetros utilizados (promediaciones, tasa de estimulación, y otras opciones de la prueba). Para asegurarse de tener condiciones de medición adecuadas, el ruido debería ser de <100 nV después de 2000 promediaciones. Con mayor número de promediaciones, el ruido disminuye.

LITERATURA

- American Speech-Language-Hearing Association (1987): Short latency auditory evoked potentials, online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.
- Eggermont JJ (1974): Basic Principles For Electrocochleography, Acta Oto-Laryngologica, 77: Sup. 316, p. 7-16.

- Ferraro JA (2010): Electrocochleography: A Review of Recording Approaches, Clinical Applications, and New Findings in Adults and Children, *Journal of the American Academy of Audiology* 21, p. 145–152.
- Sohmer H, Feinmesser M (1973): Routine Use Of Electrocochleography (Cochlear Audiometry) On Human Subjects, *Audiology*, 12:3, p. 167-173.

3.2.9 Potenciales Vestibulares Miogénicos Evocados (VEMP)

METODOLOGÍA

Los potenciales vestibulares miogénicos evocados (VEMP) son reflejos musculares de corta latencia producidos por los órganos otolíticos que desempeñan un papel importante en la detección de la orientación, el equilibrio estático y la aceleración lineal de la cabeza. Dos órganos otolíticos, el utrículo y el sáculo, se encuentran en el vestíbulo del oído interno. Estos contienen una estructura de tres capas: un epitelio sensorial llamado mácula que está formado por una serie de células ciliadas con células de sostén, una capa gelatinosa y una membrana otolítica que contiene minúsculas partículas cristalinas. Los cristales de la membrana otolítica, llamados otoconias, son mucho más pesados que la capa gelatinosa y provocan el desplazamiento de la membrana con respecto al epitelio sensorial debido a la gravedad o a aceleración lineal. Este movimiento desplaza las cilias y evoca potenciales receptores en las células ciliadas insertadas. Por lo tanto, la orientación de las cilias corresponde a la orientación de la aceleración que debe detectarse. El utrículo está orientado de forma relativamente horizontal y detecta principalmente los movimientos de la cabeza en el plano horizontal. El sáculo está orientado de forma relativamente vertical y detecta principalmente los movimientos verticales.

Las disfunciones vestibulares se originan en varias regiones diferentes a lo largo de la vía vestibular. La neuritis vestibular, el schwannoma vestibular, la esclerosis múltiple, la otosclerosis o el síndrome de Meniere se identifican en base a la disminución o la ausencia de respuestas VEMP. La dehiscencia del canal semicircular superior (DCSS) o síndrome de la tercera ventana es un trastorno con una apertura anormal en el canal semicircular anterior del sistema vestibular. Este hueso dehiscente adyacente al canal semicircular crea otra vía para la estimulación auditiva del sistema vestibular, lo que da lugar a un aumento de la presión intralaberíntica indicado por respuestas vestibulares hipersensibles y un umbral más bajo (Welgampola et al. 2003).

Si bien el VEMP es un reflejo vestibular, puede ser evocado por estímulos auditivos (Rosengren y Colebatch, 2018, Rosengren et al., 2019). La respuesta iniónica provocada por la contracción de los músculos del cuello se observó en pacientes con pérdida auditiva, pero no se presentó en pacientes con disfunción vestibular (Bickford et al., 1964). Se observó la activación de un tipo particular de neuronas vestibulares, denominadas "neuronas irregulares", con estimulación acústica de baja frecuencia (McCue y Guian, 1994). Los aferentes otolíticos sensibles al sonido por conducción aérea (AC) podían originarse tanto en el sáculo como en el utrículo (Curthoys et al., 2012), sintonizando con el sonido AC con frecuencias entre 500 y 3000 Hz (Curthoys et al., 2016). Además de la estimulación sonora por conducción aérea, la vibración por vía ósea (BC) también se utiliza para el registro de VEMP (Sheykhholeslami et al., 2000; Welgampola et al., 2003; McNerney y Burkard, 2011), especialmente porque produce respuestas más robustas de VEMP ocular que las evocadas por los estímulos AC (Rosengren et al., 2011).

Se han determinado las proyecciones neuronales de los órganos otolíticos a varios grupos musculares. Para la evaluación clínica, dos proyecciones principales de los otolitos, al músculo esternocleidomastoideo (ECM) y al músculo extraocular, son de especial interés. Cada uno de estos potenciales miogénicos refleja predominantemente uno de los dos órganos otolíticos distintos, el sáculo y el utrículo (Curthoys et al., 2018). Las mediciones de los potenciales miogénicos del músculo ECM y del músculo ocular se denominan respectivamente VEMP cervical (cVEMP) y VEMP ocular (oVEMP), y proporcionan información útil para el diagnóstico clínico, como se describe a continuación.

La prueba cVEMP evalúa la función del sáculo y de los nervios vestibulares inferiores mediante la observación de los potenciales miogénicos del músculo ECM ipsilateral (Curthoys, 2010). Para la medición se suele utilizar un estímulo acústico (por ejemplo, tone burst con un periodo de subida, meseta y bajada de 2-1-2 o 2-2-2 a 95 dB nHL; Rosengren et al., 2009), Curthoys et al., 2016). La respuesta sacular normal muestra una sintonía de frecuencia, con un aumento de la amplitud de la onda entre 500 Hz y 1k Hz (Young et al., 1977), y por ello se suele utilizar tone burst de 500 Hz como estímulo standard (Dlugaiczky, 2020). Sin embargo, la sintonía de frecuencias puede cambiar en enfermedades del oído interno como el síndrome de Meniere, en el que la sintonía se desplaza a 1 kHz o más (Rauch et al., 2004; Sandhu et al., 2012; Taylor et al., 2012; Winters et al., 2012). Dado que los reflejos del ECM son respuestas inhibitorias, el músculo ECM debe contraerse mientras se registran sus potenciales miogénicos, generalmente levantando y girando la cabeza del paciente hacia el lado opuesto al oído estimulado. Los montajes típicos de los electrodos son el músculo ECM ipsilateral, la articulación esternoclavicular y la barbilla o el esternón. El cVEMP suele mostrar una respuesta de forma de onda bifásica, una onda positiva aproximadamente a 13 ms (denominada p1 o p13) y una onda negativa aproximadamente a 23 ms (denominada n1 o n23) después de la presentación del estímulo.

La prueba oVEMP observa los potenciales miogénicos del músculo oblicuo inferior que está conectado a la parte inferior del globo ocular para evaluar las funciones utriculares (Rosengren et al., 2005). Los nervios vestibulares superiores activados por el utrículo se proyectan al músculo oblicuo contralateral que evoca el reflejo vestibular excitatorio. Para la prueba clínica de oVEMP, se utilizan estímulos acústicos (por ejemplo, tone burst de 500 Hz a 95 dB nHL, Kantner y Gürkov, 2014) o estímulos por vía ósea (Rosengren et al., 2011). El electrodo de registro se coloca en la piel que cubre el músculo oblicuo contralateral y el electrodo de referencia se suele colocar más abajo (1-2 cm) del electrodo de registro (Todd et al., 2007; Iwasaki et al., 2007). El electrodo de tierra puede colocarse en la barbilla o en el esternón. Para obtener el máximo rendimiento de la respuesta, se indica al paciente que mantenga la mirada hacia arriba alrededor de 35 grados durante la medición (Kantner y Gürkov, 2014). El oVEMP provoca una respuesta bifásica, en la que se suele observar una onda negativa aproximadamente a 10 ms (denominada n1 o n10) y una onda positiva posterior aproximadamente a 15 ms (denominada p1 o p15). La amplitud entre ondas suele ser menor que la observada en el cVEMP.

En ambos tipos de pruebas VEMP, la amplitud entre las ondas, las latencias de cada onda y el umbral de la respuesta de la onda se evalúan principalmente para la evaluación clínica. Además, la diferencia de las amplitudes de las ondas entre izquierda y derecha se evalúa como un parámetro importante del VEMP. Una diferencia de la amplitud binaural de más del 36% en cVEMP (Young et al., 2002) o del 33% en oVEMP (Piker et al., 2011) puede indicar disfunción vestibular. En el caso de la prueba cVEMP, en la que se miden las respuestas inhibitorias, la magnitud de la amplitud onda a onda es proporcional a la actividad electromiográfica (EMG) de fondo de los músculos registrados (Colebatch et al., 1994); Rosengren, 2015) y, por lo tanto, realizar la normalización con actividad EMG es crucial para la comparación bilateral. Esto puede lograrse registrando la actividad EMG de fondo previa al estímulo en cada período de estimulación y modificando la escala para cada traza de respuesta en relación con la respuesta EMG correspondiente (McCaslin y Jacobson, 2014).

USO PRÁCTICO

Una pérdida auditiva conductiva puede dificultar la detección de las ondas de VEMP. Por lo tanto, se recomienda especialmente realizar pruebas audiométricas y de oído medio antes de la prueba VEMP.

Seleccione VEMP en la pantalla de selección de módulos. Si el equipo tiene licencia para más de una prueba de Potenciales Evocados, VEMP se encuentra en la sección PEA. Seleccione el protocolo que desea utilizar. De ser necesario, cambie los parámetros (por ejemplo, el tipo de estímulo, posibilidad de cambiar de frecuencia durante la prueba, polaridad del estímulo, nivel inicial del estímulo, frecuencia del estímulo, estilo de tone burst, tasa de estimulación, número de promediaciones, rango de gráfico de la respuesta, Espectro Expandido, continuar automáticamente, inversión de la polaridad de la traza del oído derecho, rango de los potenciales miogénicos y nombre del protocolo de la prueba VEMP) según se requiera.

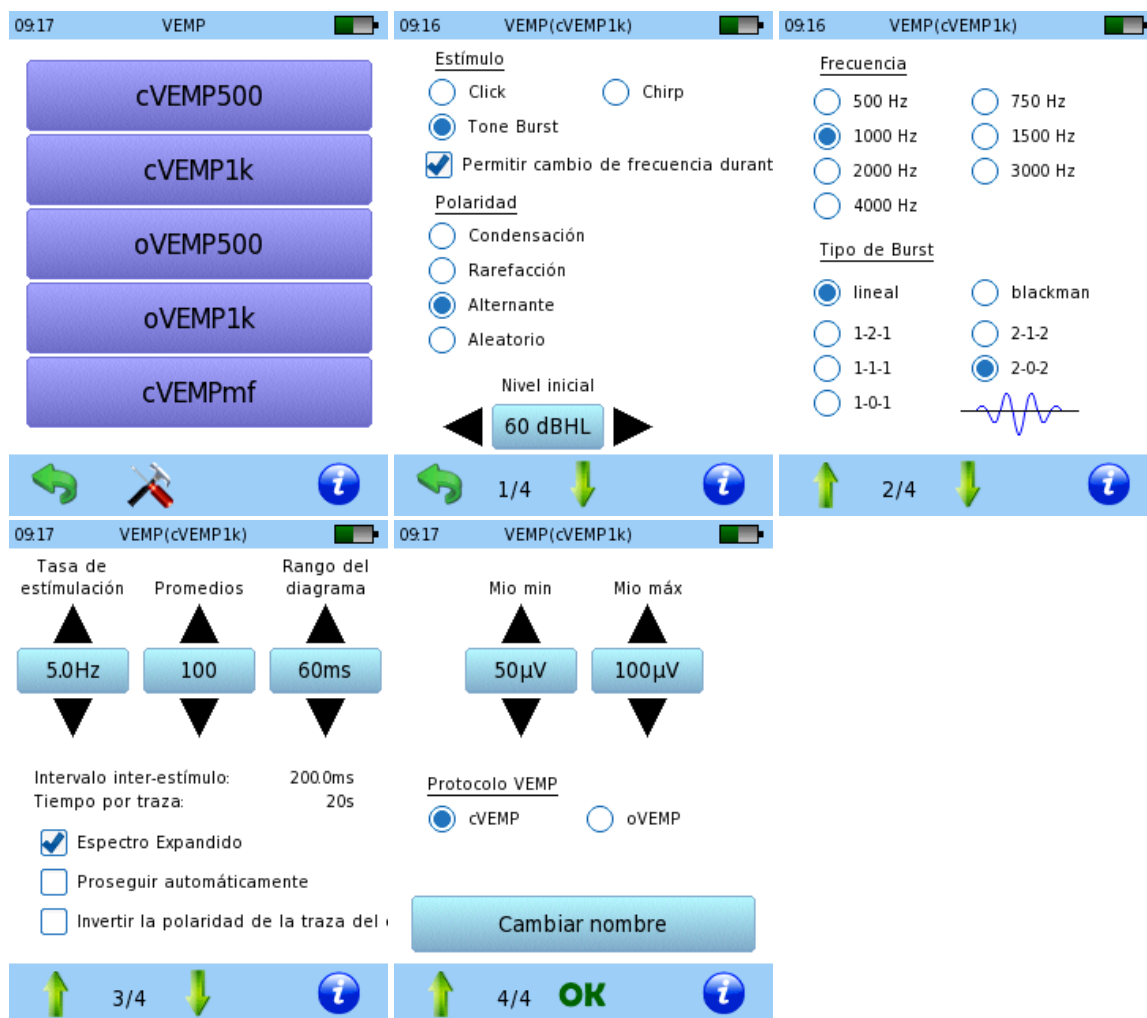


Figura 67: Ajustes de la prueba VEMP (arriba a la izquierda: pantalla de selección de protocolos; arriba centro: tipo de estímulo, botón de cambio de frecuencia durante la prueba y polaridad del estímulo; arriba a la derecha: frecuencia de tone burst y estilo de tone burst; abajo a la izquierda: tasa de estimulación, número de promediaciones, rango del gráfico, botones para Espectro Expandido, continuar automáticamente e inversión de la polaridad de la traza derecha; abajo centro: Rango EMG y tipo de prueba VEMP)

A continuación, se explican las diferentes opciones de parámetros y posibles aplicaciones:

Tipo de estímulo:

- El estímulo de tone burst es el más utilizado para las pruebas de cVEMP y oVEMP. Los aferentes vestibulares sanos muestran una sintonización de frecuencias, evocando las mayores respuestas a aproximadamente 500 Hz a 1 kHz. La onda de la sintonía tiende a desplazarse

hacia una frecuencia más alta con la edad. Los diferentes protocolos de VEMP también muestran diferentes frecuencias preferidas, por lo que una frecuencia más alta que 500 Hz proporciona respuestas de mayor amplitud en oVEMP. Además, algunas enfermedades del oído interno, como el síndrome de Meniere, suelen producir mayores respuestas a 1 kHz o más.

- El estímulo click tiene un inicio rápido, estimula una amplia gama de frecuencias y se creía que generaba respuestas de mayor amplitud que el tone burst. Por lo tanto, en un comienzo se utilizó el click como estímulo convencional en la prueba de cVEMP con fines de screening. Sin embargo, investigaciones recientes sugieren que el tone burst de 500 Hz genera respuestas con mayor amplitud. Además, debido a la falta de especificidad de frecuencia, algunas disfunciones vestibulares que afectan a la sintonización de frecuencia de las respuestas VEMP, como el síndrome de Meniere, no pueden evaluarse con click.
- El chirp (es decir, barrido de frecuencia creciente) compensa en teoría la diferencia de tiempo de las respuestas auditivas tonotópicas y genera respuestas de mayor amplitud que el click. Sin embargo, todavía no está claro si el chirp también genera respuestas de mayor amplitud en los órganos vestibulares, ya que no hay pruebas claras de que los otolitos estén alineados de manera tonotópica. Existen pocos datos sobre los estímulos chirp de banda estrecha, pero sugieren que pueden ser una alternativa viable al tone burst, aunque se necesitan más datos.

Permitir cambiar de frecuencia durante la prueba:

- Esta opción sólo está disponible para los estímulos de tone burst. Si se activa, se puede configurar la frecuencia de tone burst, así como el nivel de estímulo de cada medición, durante la prueba.

Polaridad del estímulo:

- La polaridad alternante ayuda a reducir artefactos del estímulo generados por el propio transductor.
- Rarefacción y condensación proporcionan una respuesta más definida y pueden producir mayores amplitudes de las ondas. La condensación genera una mayor amplitud de respuesta que la rarefacción en oVEMP. Se recomienda utilizar una sola polaridad para las condiciones normales de prueba.

Nivel inicial:

- Puede configurarse el nivel inicial. El nivel inicial máximo depende de las especificaciones del transductor conectado. Los niveles de estímulo se indican en dB nHL, es decir, en relación con el umbral de audición de un grupo de pacientes con audición normal, que se define como 0 dB nHL. El nivel de estímulo de las mediciones dentro de la prueba puede configurarse antes de iniciar cada medición. También es posible realizar varias mediciones con el mismo nivel de estímulo.

Frecuencia:

- Si se selecciona tone burst como estímulo para la prueba, se puede configurar la frecuencia de tone burst. Si se activa la opción "Permitir cambio de frecuencia durante la prueba", la frecuencia del estímulo también puede configurarse al principio de cada medición durante la prueba. Los pacientes con funciones vestibulares normales suelen mostrar la mayor respuesta con tone burst de 500 Hz y, por tanto, suele seleccionarse 500 Hz como frecuencia inicial. No

obstante, la frecuencia preferida puede variar en función de la edad del paciente y del protocolo de la prueba. Utilice también frecuencias más altas si el tone burst de 500 Hz no genera una buena respuesta.

Estilo de tone burst:

- Puede configurarse el filtro del estímulo como linear o Blackman.
- Pueden configurarse los ciclos de subida, meseta y bajada del estímulo. A medida que aumenta el número de cada período, también aumenta la duración total del estímulo. La estimulación brusca, como la configuración 1-1-1, generará más actividades neuronales sincrónicas y, por lo tanto, proporcionará respuestas con mayor amplitud, mientras que los ciclos más largos, como la configuración 2-1-2, proporcionan una mayor especificidad de frecuencia. Dado que la sintonización de frecuencias en los VEMPs proporciona información útil para el diagnóstico de enfermedades del oído interno (por ejemplo, síndrome de Meniere), se recomienda la configuración 2-1-2. El oVEMP proporciona latencias de onda más cortas en comparación con las observadas en el cVEMP y esas ondas podrían estar contaminadas por artefactos del estímulo cuando se utiliza un estímulo de ciclo grande. En tal caso, reduzca el número de ciclos.

Tasa de estimulación:

- Se pueden obtener respuestas VEMP robustas a 5 estímulos por segundo y la amplitud de las ondas disminuye a medida que aumenta la tasa de estimulación. La tasa de 10 estímulos por segundo genera ondas bien marcadas. Aunque todavía está en discusión el desplazamiento de la latencia de las ondas con el aumento de la tasa de estimulación, algunos informes muestran que la tasa de 10 estímulos por segundo no proporciona un desplazamiento significativo de las ondas en comparación con la de 5 estímulos por segundo. Para obtener el mejor rendimiento, seleccione 5 estímulos por segundo. Para reducir la duración de la prueba y, por tanto, la incomodidad del paciente, seleccione 10 estímulos por segundo. Pulsando la casilla de tasa de estimulación, se puede introducir una tasa de estimulación definida por el usuario. El intervalo entre estímulos resultante se muestra en la pantalla de ajustes.

Promediaciones:

- Configura el número de respuestas que se medirán y promediarán para una traza de VEMP. El tiempo de medición correspondiente por traza se muestra en la pantalla de ajustes. A medida que aumenta el número, también aumenta la duración de la prueba. Dado que tanto el cVEMP como el oVEMP requieren la contracción muscular del paciente durante la medición (es decir, levantar y girar el cuello y mirar hacia arriba, respectivamente), es deseable que la duración de la prueba sea lo más corta posible para evitar artefactos miogénicos. El número de promedios que se suele utilizar está entre 100 y 200, basándose en las características del VEMP de que las respuestas son robustas y las posiciones y amplitudes de las ondas se estabilizan rápidamente.

Rango del gráfico:

- Las trazas promedio de los potenciales registrados se muestran en función del tiempo. Esto configura el valor de tiempo máximo del gráfico.

Espectro expandido:

- Al activarse, la tasa de estimulación varía ligeramente para reducir la influencia de las interferencias eléctricas sincronizadas con la tasa de estimulación. Esto también reduce el riesgo de que las respuestas disminuyan debido a adaptación, si la hay. Se recomienda siempre activar esta opción.

Continuar automáticamente:

- Al activarse, el registro de una traza continúa automáticamente al registro de la siguiente traza sin requerir la configuración del siguiente estímulo.

Invertir polaridad de la traza del oído derecho:

- Al activarse, se invierte la polaridad de las respuestas del oído derecho en relación a las respuestas del oído izquierdo. Se recomienda activar esta opción si se colocan los electrodos rojo y blanco simétricamente para pruebas bilaterales consecutivas.

Actividad miogénica mín/máx:

- Se puede configurar el rango de actividad EMG durante la medición. La actividad EMG de fondo es necesaria en cVEMP, donde el reflejo vestibular es un potencial evocado inhibitorio. Los rangos por defecto son 50 - 100 μ V para cVEMP y 2 - 10 μ V para oVEMP. La prueba se interrumpe cuando la actividad miogénica está fuera del rango configurado y se reanuda automáticamente cuando la actividad miogénica vuelve a estar dentro de dicho rango.

Protocolo VEMP:

- Hay dos protocolos VEMP disponibles; cVEMP y oVEMP. Al seleccionar uno, antes de la prueba se muestra la imagen del montaje de electrodos correspondiente

Antes de iniciar la prueba, debe explicársele al paciente el procedimiento de la misma. Si se va a realizar la prueba cVEMP, se debe evaluar la contracción del ECM y si el paciente tiene problemas de la columna vertebral. Para reducir los artefactos musculares, el paciente debe estar tranquilo y totalmente relajado, recostado cómodamente en un sillón o una camilla. Para reducir los artefactos ambientales, realice la medición en una sala con baja radiación electromagnética, es decir, en una cabina metálica con blindaje eléctrico o en una sala sin dispositivos eléctricos encendidos (por ejemplo, computadora, lámparas, teléfono, teléfono móvil o transformador de corriente) cerca del equipo de medición.

Dado que se requiere un estímulo transiente acústico de alta intensidad para generar las respuestas VEMP, el examinador debe asegurarse de que el estímulo esté correctamente calibrado antes de la prueba. Además, el nivel del estímulo debe elegirse cuidadosamente para que el paciente no sufra ninguna molestia subjetiva debida al volumen y no sufra daños físicos. Si se utiliza conducción ósea, el nivel de estímulo debe ser menor en comparación con el del estímulo por vía aérea.

Asegúrese de que estén conectados un transductor válido (por ejemplo, auricular, auricular de inserción o vibrador óseo) y el cable de electrodos. Asegúrese de que la piel está limpia en los sitios previstos para colocar los electrodos. Si corresponde, limpie a fondo la piel (por ejemplo, utilizando un gel de preparación de la piel) para eliminar suciedad, grasa y piel muerta superficial. Seleccione los electrodos adecuados y colóquelos en la piel del paciente. Se puede poner un gel electrolítico en el contacto del electrodo para mejorar la conductividad de la piel, lo que aumenta efectivamente la superficie del electrodo. Coloque los clips del cable de electrodos en el electrodo correcto. El electrodo blanco y el rojo son los electrodos de registro, el electrodo negro es el electrodo de tierra. No coloque

el electrodo de tierra cerca del corazón para evitar inducir ondas de electrocardiografía (ECG). Hay varias posibilidades para colocar los electrodos. La posición de los electrodos afecta la morfología de la onda, la amplitud y la latencia.

Seleccione el oído a examinar. Se muestra una ilustración del montaje de electrodos correspondiente al tipo de prueba (es decir, cVEMP ① u oVEMP ②). Se indica el oído a examinar con un ícono rojo (derecho) o azul (izquierdo) ③.

- Montaje de electrodos para cVEMP

El electrodo blanco se coloca en el tercio superior del músculo ECM del lado en que se va a realizar la prueba, el electrodo rojo se coloca en la unión esternoclavicular y el electrodo negro se coloca en la frente. Alternativamente, los electrodos blanco y rojo pueden colocarse en el tercio superior del músculo ECM izquierdo y derecho, respectivamente (montaje simétrico para pruebas bilaterales).

- Montaje de electrodos para oVEMP

El electrodo blanco se coloca lateralmente en la línea media (es decir, ligeramente hacia afuera en relación a la pupila) del párpado inferior del lado opuesto al de la prueba. El electrodo rojo se coloca 1-2 cm por debajo del electrodo blanco en la línea media (es decir, directamente debajo de la pupila) y el electrodo negro se coloca en la frente. Alternativamente, los electrodos blanco y rojo pueden colocarse bajo los ojos derecho e izquierdo, respectivamente (montaje simétrico para pruebas bilaterales).

Los electrodos deben colocarse con cuidado, ya que un ligero desplazamiento de la posición del electrodo dará lugar a un cambio drástico de la estructura de los potenciales registrados en ambos tipos de prueba VEMP. El electrodo negro (tierra) también puede colocarse en la barbilla, la nariz o la mejilla. Para las pruebas bilaterales, es importante colocar los electrodos de forma simétrica para obtener resultados comparables. El montaje simétrico no requiere la reubicación de los electrodos cuando se realizan pruebas bilaterales consecutivas y, por lo tanto, ahorra tiempo de prueba y reduce la incomodidad del paciente, aunque puede generar ondas de amplitudes más pequeñas que el montaje standard.

Comienza la medición de la impedancia de los electrodos (ver *Figura 72*). La impedancia de los electrodos depende del material del electrodo y de la superficie con la que está en contacto. La impedancia se muestra para el electrodo rojo y blanco, respectivamente, en relación al electrodo negro ④. La prueba VEMP puede iniciarse presionando el botón de play ⑤ si las impedancias son inferiores a 6 k Ω y la diferencia entre la impedancia del electrodo rojo y el blanco es inferior a 3 k Ω . Si no se presiona el botón de play pasado un momento, aparece un mensaje para recordarle que debe iniciar la medición presionando el botón de play. Puede configurarse en las Preferencias PEA que la prueba VEMP comience automáticamente si las impedancias son adecuadas. En ese caso, la pantalla de Listo para la prueba se muestra automáticamente si las impedancias son inferiores a 4 k Ω y la diferencia de impedancia es inferior a 2 k Ω . Sin embargo, en algunos casos es posible que no se obtengan estas impedancias (por ejemplo, en niños pequeños la limpieza de la piel puede no ser posible ya que el niño se despertaría al frotar la piel) y puede realizarse una prueba VEMP a pesar de que las condiciones de la prueba no sean las ideales. Para estos casos, aparece un botón de avanzar si las impedancias son inferiores a 12 k Ω y la diferencia de impedancia es inferior a 6 k Ω . Si las impedancias son peores no es

posible realizar la prueba VEMP. Si las impedancias son demasiado elevadas, verifique el cable de electrodos (ver USO PRÁCTICO en la sección 3.2.5 Información general: Potenciales Evocados Auditivos) y limpie la piel, utilice gel conductor y espere un par de minutos hasta que el gel penetre en la piel.

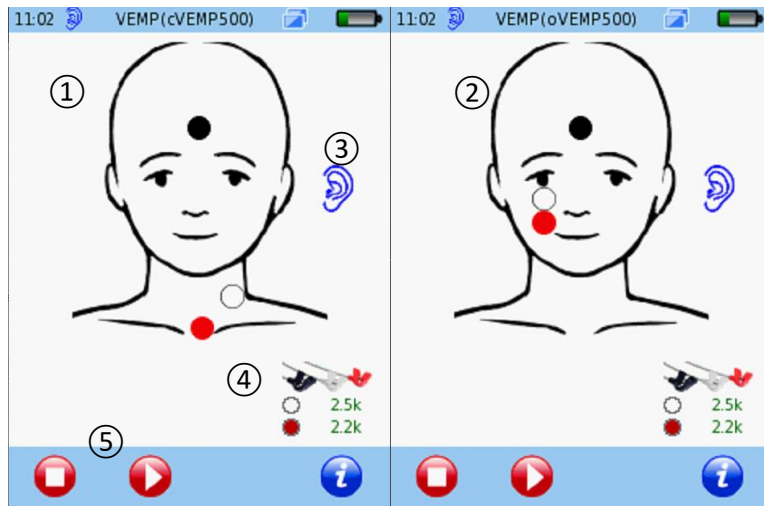


Figura 68: Medición de impedancia VEMP con imagen de montaje electrodos correspondiente al tipo de prueba seleccionada (izquierda: cVEMP; derecha: oVEMP; ambos examinando oído izquierdo). Los ejemplos muestran buena impedancia con botón de play.



Figura 69: VEMP pantalla listo para comenzar (izquierda: cambio de frecuencia durante la prueba desactivado; centro: cambio de frecuencia durante la prueba activado; derecha: pantalla de ajustes de nivel y frecuencia)

Una vez que se ha obtenido una buena impedancia de los electrodos, se puede pasar a la pantalla listo para la prueba (Figura 69) presionando el botón de play (o avanzar). Puede iniciar la medición de VEMP presionando el botón de play ① o terminar la prueba pulsando el botón de detener ②. En la pantalla de listo para la prueba se puede variar el nivel del estímulo pulsando las flechas de cambio de nivel ③. Si la opción de cambio de frecuencia durante la prueba está activada, aparece en su lugar un botón de configuración de nivel-frecuencia ④. Si se presiona el botón de configuración se abre una pantalla de configuración de nivel-frecuencia. Se puede salir de la pantalla de configuración con el botón de retroceso ⑤ (sin guardar los cambios) o con el de OK ⑥ (guardando los cambios).

Antes de la prueba, solicite al paciente que se ubique en la siguiente posición para la prueba:

- cVEMP

Verifique el estado de la columna vertebral del paciente para asegurarse de que puede mantener una contracción adecuada del músculo ECM sin causar ningún dolor o molestia. Pídale al paciente que levante ligeramente la cabeza desde la posición de reposo y luego la gire hacia el lado opuesto del oído estimulado en un ángulo de $\geq 45^\circ$ (es decir, torsión del cuello) para contraer el músculo ECM. Se debe indicar al paciente que sostenga la posición de la cabeza durante la prueba.

- oVEMP

Pídale al paciente que mire hacia arriba en un ángulo de $\sim 35^\circ$ manteniendo la cabeza en posición de reposo. Se le debe indicar al paciente que mantenga la mirada hacia arriba durante la prueba.

El estímulo VEMP se presenta a través del transductor y la respuesta se detecta a través del cable de electrodos. Durante la medición se controla la impedancia del electrodo y los potenciales EMG. En caso de que las impedancias sean demasiado altas (por ejemplo, si un electrodo se ha caído), la prueba se interrumpe automáticamente. La medición también se interrumpe automáticamente si la actividad EMG observada está fuera del rango especificado por el usuario (por ejemplo, si la posición de la cabeza del paciente o la dirección de la mirada se cambian incorrectamente). La prueba sólo puede continuar si las impedancias de los electrodos vuelven a los valores tolerables y la actividad miogénica se ajusta al rango especificado.

Durante la medición de VEMP se muestra la siguiente información en la pantalla (ver *Figura 70*).

Las trazas de VEMP se muestran para cada nivel de estímulo y frecuencia seleccionados. En la pantalla de medición standard se muestran un máximo de ocho trazas al mismo tiempo. La traza en curso se muestra en rojo (oído derecho) o azul (oído izquierdo). La traza verde indica la onda del estímulo. Al deslizar un dedo horizontalmente sobre el eje de tiempo del área del gráfico de trazas VEMP, se puede modificar la escala de tiempo. Al deslizar un dedo verticalmente sobre el área del gráfico, se puede modificar la escala de amplitud. Al presionar la pantalla con las trazas VEMP, se muestra la pantalla para marcar las ondas (descrita más adelante, ver *Figura 71*). Se puede volver a la pantalla de medición estándar presionando el botón de retroceso en la pantalla de marcación de ondas.

La barra de EMG ① representa la actividad miogénica, que es un indicador de la contracción muscular del paciente. El rango de EMG válido configurado se indica como líneas verdes en la barra. Con buenas condiciones de medición, la barra de EMG debe permanecer dentro del rango verde. Si la EMG está fuera del rango verde, esto indica que es posible que la contracción muscular sea demasiado baja (por ejemplo, no hay suficiente torsión del cuello) o demasiado alta (por ejemplo, movimiento, mandíbula/dientes apretados, ojos entrecerrados). La estimulación y la medición se interrumen si el valor de EMG se sale del rango verde. La barra de progreso ② muestra el progreso de la medición en la traza en curso. Si la barra está llena, la medición para la traza actual ha terminado, es decir, se ha alcanzado el número de promedios definidos por el usuario. La impedancia de los electrodos ③ se actualiza periódicamente durante la medición y ésta se interrumpe si la impedancia es demasiado alta. La prueba puede ser ponerse en pausa manualmente ④, continuarse después de una pausa, o

detenerse ⑤. Además, se puede omitir una medición en curso ⑥. La prueba se pone en pausa (es decir, vuelve al modo "listo para empezar") después de que se haya completado cada registro de trazas (Figura 70 derecha). El nivel (y la frecuencia, si el cambio de frecuencia durante la prueba está activado) puede ajustarse pulsando el botón de nivel/frecuencia ⑦ para un nuevo registro de trazas. Se puede iniciar un nuevo registro de trazas con el nivel y/o la frecuencia recién configurados presionando el botón de play ⑧. Se puede registrar un máximo de ocho trazas en una prueba VEMP. La prueba finaliza cuando se pulsa el botón de detener ⑤.

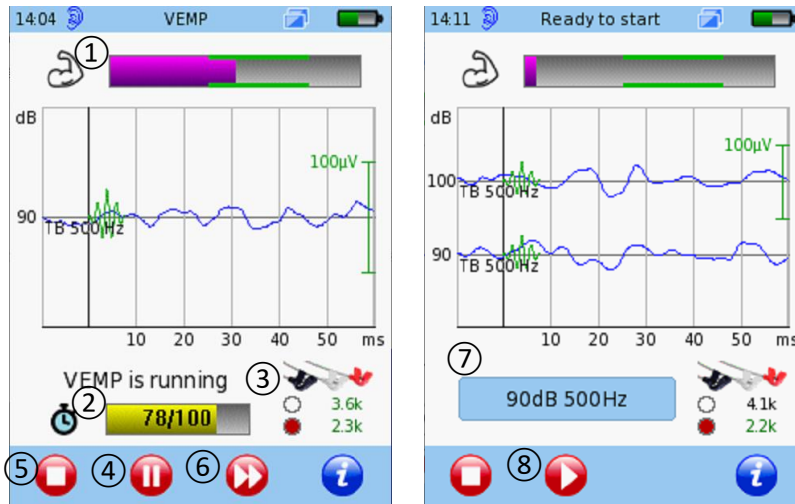


Figura 70: Medición de VEMP (izquierda: pantalla standard de medición; derecha: pantalla listo para comenzar dentro de la prueba)

Una vez finalizada la prueba, se muestra el resultado del VEMP (ver Figura 71). Las trazas de VEMP registradas ① se muestran para cada nivel de estímulo y frecuencia. Un gráfico de barras ② a la izquierda de cada traza representa la actividad EMG global para la traza. La resolución del eje de amplitud puede cambiarse deslizando un dedo hacia arriba (aumentar) o hacia abajo (disminuir) en la pantalla del gráfico de resultados. Las trazas pueden mostrarse ordenadas por tiempo (orden de la prueba) o por nivel, y las trazas VEMP del mismo nivel pueden mostrarse sumadas o pueden graficarse una encima de la otra para evaluar la repetibilidad de una respuesta VEMP para un nivel determinado. Si se ha seleccionado la opción de cambio de frecuencia durante la prueba, se muestran las trazas para cada par de frecuencia-nivel examinado y pueden ordenarse por frecuencia. Si no se ha examinado el otro oído, se muestra el icono del oído con un botón de play ③. Se pueden examinar las mismas condiciones en el otro oído presionando este botón. Si se han examinado ambos lados, se muestra el icono del oído sin botón de play ④ lo que indica que se muestra el oído seleccionado. Se puede cambiar la visualización del resultado de izquierda a derecha presionando este icono. La resolución del eje temporal puede cambiarse deslizando un dedo hacia la derecha (aumentar) o hacia la izquierda (disminuir) en el eje temporal de la pantalla del gráfico de resultados. El usuario puede ajustar las latencias de P1 y N1 en la pantalla del marcador de ondas ⑤. El marcador activo se indica con un círculo. Esta pantalla muestra un máximo de tres trazas que se ordenan por nivel de estímulo (o frecuencia si se ha activado el cambio de frecuencia durante la prueba). Para desplazar la pantalla de trazas hacia arriba o hacia abajo, seleccione cualquier marcador de la traza superior o inferior, respectivamente. El marcador activo puede desplazarse a lo largo de la traza seleccionada con los botones de flecha derecha/izquierda ⑥ y puede confirmarse presionando el botón de confirmar marcador ⑦. Mientras se desplaza, el marcador es de color gris. Al confirmar, el marcador se vuelve rojo o azul (para el oído derecho o izquierdo, respectivamente). La latencia correspondiente al

marcador activo y la amplitud onda a onda resultante se muestra como un valor numérico debajo del gráfico de trazas VEMP. Puede elegir qué marcador (P1 o N1) desea cambiar presionando el botón de selección del marcador de ondas (8). Si se ha cambiado algún marcador aparece un botón de OK (9) al pie de página. Al salir de la visualización de resultados, pueden aceptarse los cambios presionando el botón OK (9) o descartarse presionando el botón de retroceso (10).

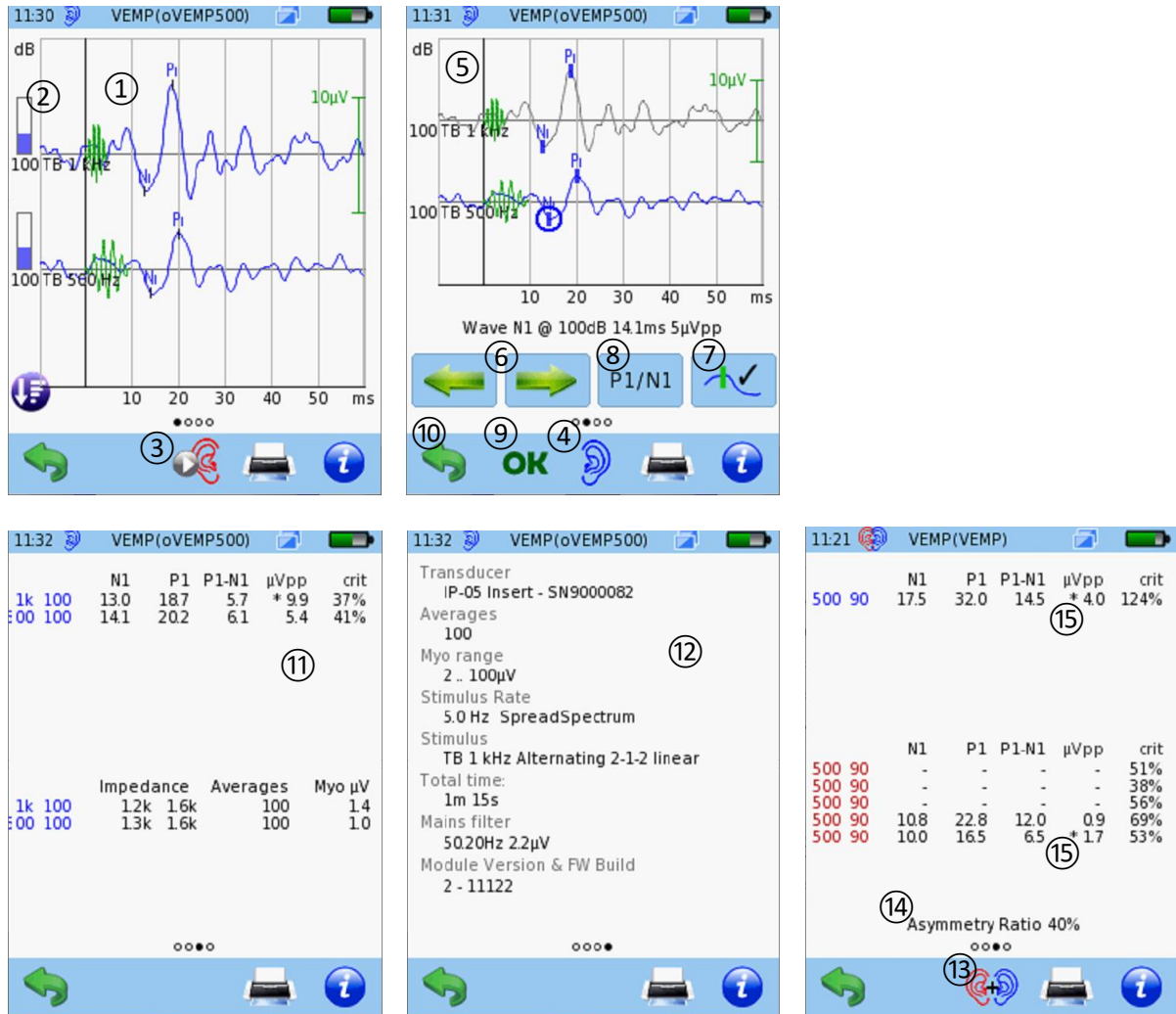


Figura 71: Resultados de VEMP (arriba a la izquierda: trazas con ondas P1/N1 confirmados; arriba a la derecha: ajustes de marcadores de ondas; abajo a la izquierda: datos de la medición; abajo centro: información general de la prueba; abajo a la derecha: datos de medición bilateral)

Deslizar un dedo de derecha a izquierda en la pantalla de resultados permite avanzar a otras visualizaciones de resultados. Las dos pantallas presentan valores numéricos de latencias, latencias entre ondas y amplitudes onda a onda junto con otra información relacionada con la prueba (tales como impedancias, número de promediaciones y potencial miogénico previo al estímulo para cada traza) (11), e información general sobre el transductor utilizado y los ajustes (tales como promediaciones, rango de EMG, tasa de estimulación, tipo de estímulo, opciones de prueba, tiempo total, información del filtro de red eléctrica y versiones de módulo y firmware) (12).

Si se han examinado ambos oídos consecutivamente con el uso del botón de play para el otro oído (3), los resultados de esas pruebas se pueden mostrar en la misma pantalla pulsando el icono de oído (4) varias veces hasta que aparezca el icono de ambos oídos (13). Si se han utilizado las mismas condiciones

de estímulo (tipo de estímulo, frecuencia y nivel de estímulo) para ambos oídos y se han establecido marcadores de ondas para cualquiera de las trazas almacenadas en los dos resultados, se calcula y se muestra automáticamente la relación de asimetría (14). Esto indica la magnitud de la diferencia de las amplitudes onda a onda entre ambos oídos. Si se dispone de múltiples amplitudes onda a onda en una prueba (es decir, se han almacenado múltiples trazas con ondas definidas en la prueba), se utiliza el valor de amplitud onda a onda más alto para una condición de estímulo determinada, indicado por un asterisco (15), para calcular la relación de asimetría.

Para la interpretación de resultados de VEMP, pueden considerarse los siguientes ejemplos de casos:

- Paciente normal: Los VEMPs con estímulos de tone burst suelen mostrar ondas por encima de los 80 dB HL y las ondas disminuyen rápidamente a medida que disminuye el nivel del estímulo. La frecuencia del estímulo de 500 Hz suele generar las mayores amplitudes P1 y N1. Las amplitudes de VEMP suelen disminuir con la edad.
- Síndrome de Meniere: la frecuencia de estímulo que evoca la máxima amplitud onda a onda se desplaza a más de 500 Hz. También se observa una elevada relación de asimetría en el cVEMP, que normalmente es superior al 35%.
- Síndrome de tercera ventana (síndrome de dehiscencia del canal superior): el umbral máximo de la onda disminuye a ≥ 10 dB por debajo del umbral normal para un estímulo determinado.
- Schwannoma vestibular: los tumores que se generan en el nervio vestibular inferior se asocian a la ausencia de respuestas VEMP. Los pacientes con schwannoma vestibular tienen respuestas cVEMP pequeñas o ausentes y/o muestran una relación de asimetría elevada. Las latencias máximas de las ondas suelen permanecer en el rango normal, pero algunos pacientes con tumores de gran tamaño muestran latencias prolongadas.
- Neuritis vestibular: aproximadamente la mitad de los pacientes muestran respuestas VEMP anormales. Algunos pacientes con respuestas VEMP anormales tienen respuestas calóricas normales.
- Esclerosis múltiple: Las latencias P1-N1 son prolongadas. Las respuestas VEMP están ausentes en pacientes con lesiones del tronco cerebral como el síndrome de Wallenberg.

LITERATURA

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

- Iwasaki S, McGarvie LA, Halmagyi GM, Burgess AM, Kim J, Colebatch JG, Curthoys IS (2007): Head taps evoke a crossed vestibulo-ocular reflex, *Neurology* 68, p. 1227–1229.
- Kantner C, Gürkov R (2014): The Effects of Commonly Used Upward Gaze Angles on Ocular Vestibular Evoked Myogenic Potentials, *Otology & Neurotology* 35(2), p. 289-293.
- McCaslin DL, Fowler A, Jacobson GP (2014): Amplitude normalization reduces cervical vestibular evoked myogenic potential (cVEMP) amplitude asymmetries in normal subjects: proof of concept, *J Am Acad Audiol* 25(3), p. 268–277.
- McCue MP, Guinan JJ Jr. (1994): Acoustically responsive fibers in the vestibular nerve of the cat, *J Neurosci* 14, p. 6058–6070.
- McNerney KM, Burkard RF (2011): The vestibular evoked myogenic potential (VEMP): air- versus bone-conducted stimuli, *Ear Hear* 32(6), p. e6-e15.
- Piker EG, Jacobson GP, McCaslin DL, Hood LJ (2011): Normal characteristics of the ocular vestibular evoked myogenic potential, *J Am Acad Audiol* 22(4), p. 222–230.
- Rauch SD, Zhou GW, Kujawa SG, Guinan JJ, Herrmann BS (2004): Vestibular-evoked myogenic potentials show altered tuning in patients with Meniere’s disease, *Otol Neurotol* 25(3), p. 333–338.
- Rosengren SM, McAngus Todd NP, Colebatch JG (2005): Vestibular-evoked extraocular potentials produced by stimulation with bone-conducted sound, *Clin Neurophysiol* 116, p. 1938–1948.
- Rosengren SM, Govender S, Colebatch JG. (2009): The relative effectiveness of different stimulus waveforms in evoking VEMPs: significance of stimulus energy and frequency, *J Vestib Res* 19(1-2), p. 33–40.
- Rosengren SM, Govender S, Colebatch JG. (2011): Ocular and cervical vestibular evoked myogenic potentials produced by air- and bone-conducted stimuli: comparative properties and effects of age, *Clin Neurophysiol.* 122(11), p. 2282-2289.
- Rosengren SM (2015): Effects of muscle contraction on cervical vestibular evoked myogenic potentials in normal subjects, *Clin Neurophysiol* 126(11), p. 2198–2206.
- Rosengren SM, Colebatch JG (2018): The Contributions of Vestibular Evoked Myogenic Potentials and Acoustic Vestibular Stimulation to Our Understanding of the Vestibular System, *Front Neurol* 9, p. 481.
- Rosengren SM, Colebatch JG, Young AS, Govender S, Welgampola MS (2019): Vestibular evoked myogenic potentials in practice: Methods, pitfalls and clinical applications, *Clin Neurophysiol Pract* 4, p. 47-68.
- Sandhu JS, Low R, Rea PA, Saunders NC (2012): Altered frequency dynamics of cervical and ocular vestibular evoked myogenic potentials in patients with Meniere’s disease, *Otol Neurotol* 33, p. 444–449.
- Sheykholeslami K, Murofushi T, Kermany MH, Kaga K (2000): Bone-conducted evoked myogenic potentials from the sternocleidomastoid muscle, *Acta Otolaryngol* 120(6), p. 731-734.
- Taylor RL, Zagami AS, Gibson WP, Black DA, Watson SR, Halmagyi MG, Welgampola MS (2012): Vestibular evoked myogenic potentials to sound and vibration: characteristics in vestibular migraine that enable separation from Meniere’s disease, *Cephalalgia* 32, p. 213–225.
- Todd NP, Rosengren SM, Aw ST, Colebatch JG (2007): Ocular vestibular evoked myogenic potentials (OVEMPs) produced by air- and bone-conducted sound, *Clin Neurophysiol* 118, p. 381–390.
- Welgampola MS, Rosengren SM, Halmagyi GM, Colebatch JG. (2003): Vestibular activation by bone conducted sound. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 74(6), p. 771–778.
- Winters SM, Berg ITB, Grolman W, Klis SFL (2012): Ocular vestibular evoked myogenic potentials: frequency tuning to air-conducted acoustic stimuli in healthy subjects and Meniere’s disease, *Audiol Neuro-Otol* 17, p. 12–19.

- Young ED, Fernandez C, Goldberg JM (1977): Responses of squirrel monkey vestibular neurons to audio-frequency sound and head vibration, *Acta Otolaryngol* 84(5–6), p. 352–360.
- Young YH, Wu CC, Wu CH (2002): Augmentation of vestibular evoked myogenic potentials: an indication for distended saccular hydrops, *Laryngoscope* 112(3), p. 509–512.

3.2.10 Información general: Audiometría de Inmitancia

La función del oído medio es minimizar la pérdida de energía acústica que ocurre cuando el sonido se transfiere desde el aire en el canal auditivo externo (baja densidad) al fluido en el oído interno (alta densidad). De no existir las características específicas del oído medio, aproximadamente 99,9% de la energía del sonido se reflejaría en el fluido debido a la diferencia en densidades. El oído medio ayuda a mejorar el balance de la energía aumentando la presión y fuerza del sonido (ver *Figura 72*). El aumento en la presión de sonido se debe simplemente a que el área de la membrana timpánica es diecisiete veces mayor que el área de la base del estribo, que es el eslabón que conecta el oído medio y el interno en la ventana oval. El aumento de la presión de sonido se comprende al examinar la ecuación física, que define presión como fuerza dividida por área ($p = F / A$). Por lo tanto, al reducirse el área con la misma fuerza, la presión aumenta. El aumento de la fuerza se debe a la diferencia en longitud del martillo y el yunque, lo que brinda una acción de palanca de la cadena osicular (martillo, yunque, estribo). Ambos mecanismos provocan una adaptación de impedancias que permite la transmisión del 60% de la energía del sonido al oído interno a aproximadamente 1 a 3 kHz.

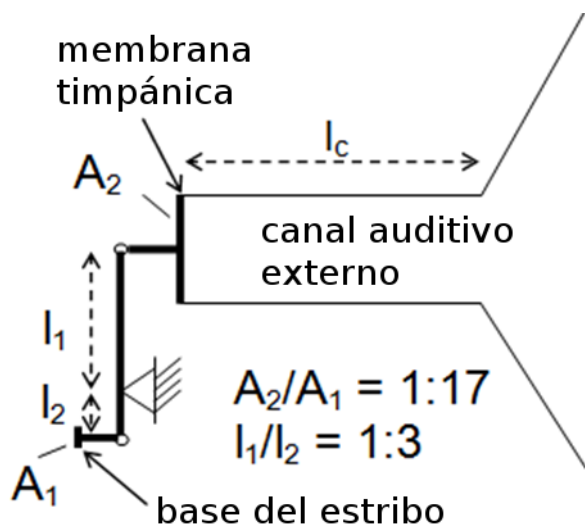


Figura 72: Esquema del oído medio. A_1 y A_2 son las áreas de la base del estribo y la membrana timpánica, l_1 y l_2 = longitud del brazo de la palanca (martillo y yunque)

El oído medio puede aumentar la impedancia de ser necesario para brindar protección frente a sonidos fuertes. En el caso de un sonido mayor que alrededor de 80 dB HL, el músculo estapedial se activa, provocando un aumento en la rigidez del oído medio. En consecuencia, disminuye la energía transmitida al oído medio. El reflejo estapedial está activo tanto en el oído ipsilateral como en el contralateral.

El término inmitancia comprende la impedancia Z (unidad: ohm acústico) o admitancia Y (= $1/\text{impedancia}$, unidad: mho acústico) y sus componentes complejos. Con respecto al oído medio, la impedancia define la oposición del oído medio al flujo de energía acústica, mientras que la admitancia define la cantidad de energía que fluye hacia dentro del oído medio. En el diagnóstico de oído medio,

generalmente se evalúa la admitancia. La admitancia se determina en base a la complacencia ($=1/\text{rigidez}$, carga de resorte), masa, y fricción o resistencia. Matemáticamente, la admitancia Y es un valor complejo que consiste en conductancia G (parte real) y susceptancia B (parte imaginaria), es decir $Y = G + jB$. La fricción afecta la conductancia, mientras que la complacencia y la masa afectan la susceptancia. La conductancia (fricción) es independiente de la frecuencia, mientras que la susceptancia (complacencia, masa) depende de la frecuencia, siendo la susceptancia complaciente inversamente proporcional a la frecuencia y la susceptancia de masa directamente proporcional a la frecuencia. Al aumentar la frecuencia, la susceptancia total avanza desde valores positivos (controlados por la rigidez) hacia 0 mmho (resonancia) a valores negativos (controlados por la masa). La frecuencia de resonancia es directamente proporcional a la rigidez del oído medio, es decir, al aumentar la rigidez aumenta la frecuencia de resonancia (como por ejemplo en la otosclerosis), e inversamente proporcional a la masa del oído medio, es decir, al aumentar la masa disminuye la frecuencia de resonancia.

La configuración habitual para la medición consta de una sonda que sella el canal auditivo, y que contiene un parlante que produce la señal de estimulación, un micrófono que controla la respuesta (es decir, la porción del estímulo reflejada por la membrana timpánica), y un puerto neumático para aplicar presión de aire a través de un tubo. El equipo al que se conecta la sonda provee la bomba para generar presión de aire variable. La calibración de la impedancia se hace habitualmente con varias cavidades de prueba con distintos volúmenes. Las cavidades de prueba tienen un volumen de aire definido de manera tal que se conoce su admitancia. Esto permite calibrar el equipo para el rango habitual de admitancias acústicas.

La audiometría de inmitancia determina la reflectancia del sonido en el tímpano y permite en consecuencia brindar información sobre disfunción del oído medio causada por diversas patologías del oído medio que incluyen otosclerosis (aumento en la rigidez), otitis media (aumento en la masa) y disfunción de la trompa de Eustaquio (disminución de la presión estática en la cavidad timpánica). Pueden obtenerse timpanogramas similares con diferentes patologías (por ejemplo, un timpanograma plano puede deberse a fijación del martillo o efusión del oído medio) y la misma patología puede no resultar en formas de timpanograma idénticas en diferentes pacientes o con diferentes características (por ejemplo el timpanograma con efusión del oído medio depende de la cantidad de fluido presente en la cavidad timpánica) por lo que pueden ser necesarias pruebas adicionales para el diagnóstico. La timpanometría y el reflejo acústico no pueden realizarse si el tímpano está perforado (por ejemplo, si hay un tubo de timpanostomía). Para mayor información sobre timpanometría, pruebas de reflejos acústicos, y pruebas de función tubárica, por favor consulte las secciones [3.2.11: Timpanometría](#), [3.2.12: Prueba de Reflejos Acústicos](#), y [3.2.13: Pruebas de Funcionamiento de la Trompa de Eustaquio](#), respectivamente.

USO PRÁCTICO

Se recomienda verificar el funcionamiento del sistema neumático (tubo de aire y bomba) periódicamente. Esto puede hacerse mediante la prueba de la unidad de bomba (ver *Figura 73*), que verifica la correcta generación y retención de presión. Conecte la sonda de timpanometría al equipo y asegúrese de que el tubo de aire también esté correctamente conectado al equipo. Coloque la punta de sonda en la cavidad de prueba correspondiente y asegúrese de que la punta de sonda está completamente insertada dentro de la cavidad de prueba de manera que no haya pérdida entre la punta de sonda y la cavidad de prueba. Primero se examina la generación de presión. La presión de

aire estática comienza a 0 daPa y aumenta continuamente hasta llegar a +200 daPa, es decir debería aparecer una curva que aumenta continuamente. A continuación, se examina la retención de presión. Debe mantenerse la presión de aire estática a +200 daPa sin una reducción de presión de aire significativa mientras dura la prueba, es decir debería aparecer una línea plana. Si el sistema neumático funciona correctamente, la prueba pasa (se muestra un ícono verde). Por favor tenga en cuenta que si la segunda sub prueba (retención de presión) falla puede ser debido a un mal sello, lo que mayoritariamente puede ocurrir entre la sonda y la cavidad de prueba. En este caso intente con otra cavidad de prueba o intente sellar la sonda quitando la punta de sonda y colocando un dedo sobre los canales de salida. Otra opción es realizar la prueba de unidad de bomba solamente de esta manera: desconecte la sonda de timpanometría del equipo y selle la conexión para presión de aire del equipo, por ejemplo, con el dedo o colocando la tapa de la conexión de la salida de presión. En esta configuración se examina solamente la unidad de bomba del equipo.

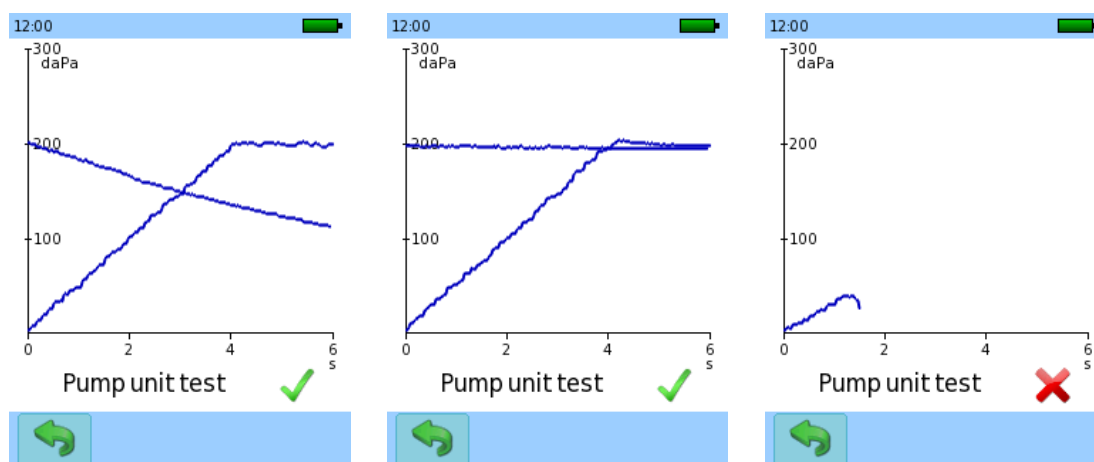
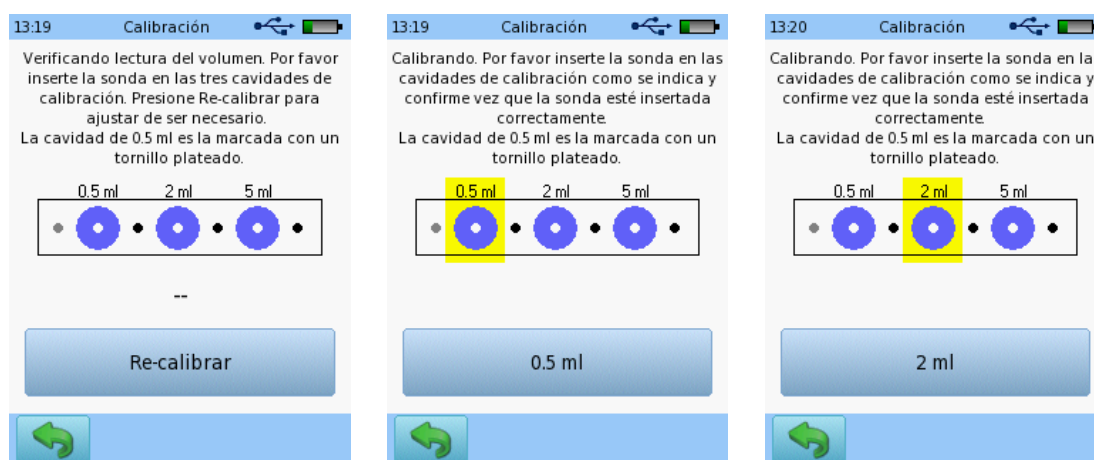


Figura 73: Prueba de la unidad de bomba (izquierda: prueba con un sello con pequeña pérdida; centro: prueba con conexión de la salida de presión cerrada; derecha: la prueba no pasa al tener un sello con pérdida cuando la punta de sonda no está insertada dentro de la cavidad de prueba)

Se recomienda reajustar la calibración de admitancia del equipo periódicamente utilizando el procedimiento de calibración para timpanometría (ver Figura 74), que fija los valores de referencia para admitancia correctos para las tres cavidades de prueba de volumen conocido (0,5; 2,0; y 5,0 ml).



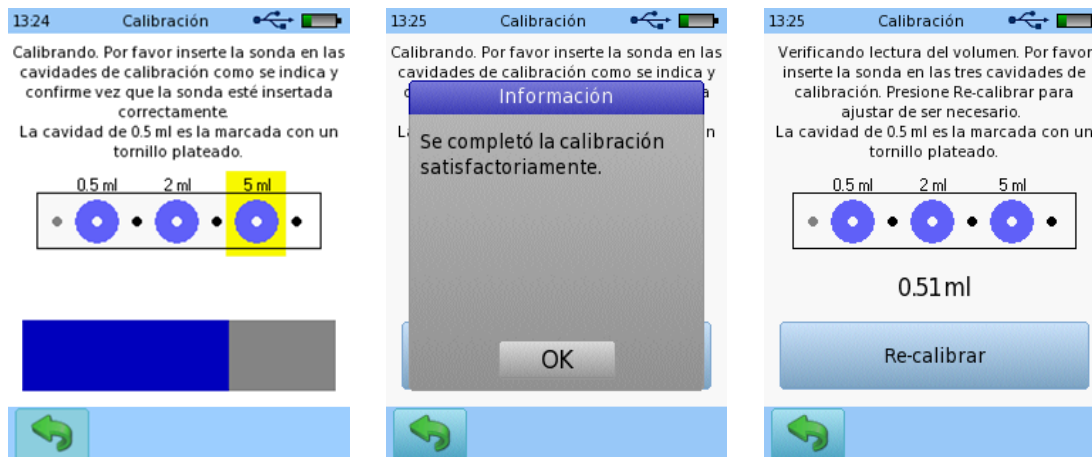


Figura 74: Calibración de admitancia a tres volúmenes diferentes

Para esta prueba, utilice la caja de cavidades de prueba provista. Coloque la punta de sonda correcta (PT-S) en la primera cavidad de prueba (por ej. 0,5 ml) y asegúrese de que la punta de sonda está completamente insertada dentro de la cavidad de prueba de manera que no haya pérdida entre la punta de sonda y la cavidad de prueba. Espere a que el valor de volumen se estabilice. Si el valor que se muestra difiere del valor nominal, presione el botón de *recalibrar*. Presione el botón de *volumen* (0,5 ml) para comenzar la calibración para el volumen 0,5 ml. La admitancia respectiva se ajusta en consecuencia. Continúe con el mismo procedimiento para las otras dos cavidades de prueba. Durante la calibración del volumen se muestra una barra de progreso. Si los tres volúmenes de prueba han sido calibrados con éxito, aparecerá un mensaje indicando si la calibración se realizó con éxito o no. Si la calibración no pasó, repita el procedimiento y asegúrese de utilizar los volúmenes correctos como se indica en la pantalla. Por favor recuerde que el volumen de la cavidad que se encuentra junto al tornillo plateado representa el volumen 0,5 ml. Una vez que se realizó la calibración con éxito, puede verificar la calibración de admitancia volviendo a ingresar la calibración de timpanometría. Compruebe que el valor que se muestra corresponde al valor nominal respectivo.

Si existe alguna desviación del comportamiento descrito arriba, o si sospecha que hay alguna disfunción, por favor vuelva a intentar con otra sonda de timpanometría y/o contacte a su distribuidor.

LITERATURA

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

3.2.11 Timpanometría

METODOLOGÍA

La conducción del sonido a través del oído medio (desde la membrana timpánica por medio de los osículos hasta la base del estribo) puede evaluarse midiendo la admitancia acústica ($= 1/\text{impedancia}$) de la membrana timpánica variando la presión estática en el canal auditivo externo, utilizando una bomba de aire. La membrana timpánica funciona mejor si la presión es igual en ambos lados, es decir, en la cavidad timpánica y en el canal auditivo externo. En este estado, la vibración de la membrana timpánica es máxima, la mayor parte de una señal sonora se transmite al oído interno, y solamente se refleja una pequeña parte. Cuando existe distinta presión en los dos lados de la membrana timpánica, se refleja mayor energía. Esto puede ocurrir por ejemplo debido a un problema de ventilación de la cavidad timpánica, fluido en la cavidad timpánica o perforación de la membrana timpánica. En general, debe considerarse que las pruebas de admitancia se refieren solamente a la energía acústica que fluye hacia dentro del oído medio, pero no cuánta energía se transmite a través del sistema. Hay patologías específicas (por ej. placas timpanoscleróticas) que pueden provocar un timpanograma anormal, pero que no están asociadas con una pérdida auditiva de por sí. Por el contrario, la otosclerosis puede producir un timpanograma relativamente normal con una pérdida auditiva marcada.

Debido a la posición de la medición, lejana a la membrana timpánica, la medición de la admitancia es afectada por las propiedades del canal tanto del oído medio como del oído externo, y por lo tanto también por la profundidad de inserción de la sonda. Para obtener una medición solamente de la admitancia del oído medio, debe sustraerse la admitancia del canal auditivo de la admitancia total. Bajo suficiente tensión de la membrana timpánica debida a presión alta positiva o negativa, la admitancia del oído medio tiende a cero, es decir, la admitancia en estas condiciones ofrece una estimación de la admitancia del canal auditivo. La admitancia del canal auditivo puede sustraerse de la admitancia total debido al supuesto que las impedancias del canal auditivo y del oído medio se configuran en paralelo (Djupesland y Zwislocki, 1972), lo que significa que las admitancias se suman ($Y_{\text{total}} = Y_{\text{canal auditivo}} + Y_{\text{oído medio}}$). Sin embargo, este supuesto es solamente una aproximación, de manera que la admitancia del canal obtenida a partir de las mediciones timpanométricas es solamente una estimación. En general, se considera que este procedimiento es adecuado para uso clínico.

La timpanometría clínica standard se realiza generalmente utilizando un estímulo de baja frecuencia a 226 Hz (o 220 Hz). En las frecuencias bajas, el sistema de oído medio normal es controlado por la rigidez y la susceptancia (elemento de rigidez) contribuye más a la admitancia total que la conductancia (elemento de fricción). Otros tonos que suelen utilizarse son 678 Hz (o 630, 660 Hz), 800 Hz, y 1000 Hz.

Generalmente la presión del aire estática varía de +300 daPa a -300 daPa. La dirección del cambio de presión (es decir, de presión positiva a negativa o viceversa) puede afectar la admitancia estática (Wilson *et al.*, 1984). A tonos de sonda más altos (por ej. 678 Hz) son más frecuentes los timpanogramas con escalones al aumentar la presión (Wilson *et al.*, 1984). Además, la tasa de cambio de presión puede afectar los timpanogramas. Los timpanogramas con un solo pico habitualmente aumentan de amplitud con el aumento de las tasas de cambio de presión, pero también aumenta la incidencia de timpanogramas con múltiples picos (Creten y van Camp, 1974). Más aún, la incidencia de escalones aumenta con mediciones sucesivas de timpanometría, tal vez debido a la viscoelasticidad de la membrana timpánica.

El resultado de la medición de la admitancia es un gráfico llamado timpanograma, que muestra la admitancia del oído medio como función de la presión estática del aire en el canal auditivo externo (ver *Figura 75*). Diferentes patologías del oído medio producirán distintas formas de timpanogramas. La siguiente descripción breve se refiere a timpanogramas de baja frecuencia (226 Hz). En el caso de función normal del oído medio, la forma del timpanograma corresponde a una curva de campana de Gauss con el punto máximo alrededor de la presión estática en cero (línea continua negra), es decir, la máxima energía se transfiere hacia dentro del oído medio a presión atmosférica sin offset de la presión estática. Si hay una disfunción de la trompa de Eustaquio, la curva de campana de Gauss se desplaza hacia los valores de presión negativa (línea punteada roja). Esto se debe a que la membrana timpánica se mueve mejor en su posición normal, es decir, cuando la presión estática en el canal auditivo es igual a la presión estática en la cavidad timpánica. Si la presión estática en la cavidad timpánica es negativa, la presión estática en el canal auditivo externo tiene que ser negativa con el mismo valor. Como consecuencia, el pico de la curva de campana de Gauss aparece exactamente a la presión estática que se obtiene en la cavidad timpánica. En el caso de efusión del oído medio, aumenta la masa en el oído medio. En este caso el movimiento en el oído medio se reduce considerablemente, lo que resulta en una menor complacencia (línea punteada azul claro), que es casi independiente de la presión estática. Además, en el caso de otosclerosis se reduce el movimiento del oído medio. Como consecuencia, el pico de la curva de campana de Gauss es bajo, aunque aparece dentro del rango de presión estática cero (curva continua gris). Si el músculo estapedial está activado, esto también reduce la complacencia.

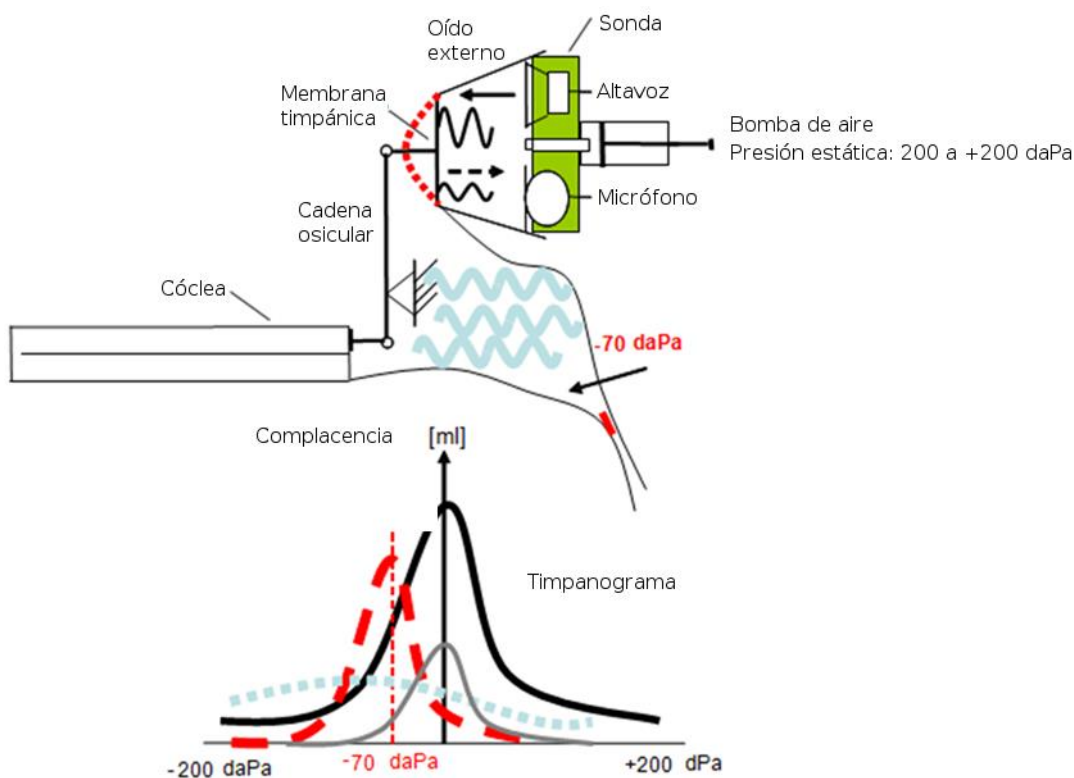


Figura 75: Vista esquemática de la timpanometría (arriba) con ejemplos de timpanogramas (abajo: línea continua negra: normal, línea continua gris: otosclerosis, línea punteada roja: disfunción de la trompa de Eustaquio, línea punteada azul claro: efusión)

Los parámetros habituales de un timpanograma son la forma timpanométrica, el volumen del canal auditivo, la admitancia estática, la máxima presión timpanométrica, y el ancho del timpanograma. Jerger y Northern (1980) introdujeron tres tipos de formas de timpanogramas, referidas a

timpanogramas de baja frecuencia (226 Hz). El tipo A representa un timpanograma normal con un pico pronunciado alrededor de 0 daPa, el tipo B muestra un timpanograma plano, sin pico pronunciado, y el tipo C se refiere a timpanogramas en los que el pico se ha desplazado hacia la presión estática negativa. Para los tonos de sonda de frecuencias bajas, generalmente ocurre un timpanograma con un solo pico. Sin embargo, en los recién nacidos y para tonos de sonda de frecuencias más altas, es frecuente ver múltiples picos y escalones (según cuál sea el componente de inmitancia medido)

El volumen del canal auditivo se estima normalmente como la admitancia a la máxima presión negativa o positiva (por ej. a +200 daPa). Para los tonos de sonda de frecuencias bajas solamente ocurre un pequeño error debido a la diferencia de fase entre el vector de admitancia del oído medio y el canal auditivo. En las frecuencias más altas, este error se hace más prominente. Para un tono de sonda de 226 Hz, generalmente el volumen del canal auditivo se expresa en ml (que es similar a mmho a esta frecuencia y en condiciones ambientales específicas). Para tonos de sonda de frecuencias más altas, el volumen del canal auditivo se expresa en mmho. Puede normalizarse el timpanograma sustrayendo el volumen del canal auditivo de la curva que brinda la admitancia acústica estática compensada Y_{tm} , que es una estimación de la admitancia acústica en la superficie lateral de la membrana timpánica. Habitualmente es mayor cuando se utiliza la presión negativa máxima (en lugar de la positiva máxima) para estimar la admitancia del canal auditivo (Margolis y Smith, 1977). La presión timpanométrica máxima es la presión a la cual ocurre la máxima admitancia. El ancho del timpanograma es la diferencia de presión a la mitad de la admitancia acústica estática compensada. Cuantifica la agudeza relativa del pico.

USO PRÁCTICO

Seleccione *Timpanometría* en la pantalla de selección de módulos. Encontrará el módulo *Timpanometría* en la sección *Inmitancia*. Seleccione el protocolo que desea utilizar. De ser necesario, cambie los parámetros (por ej. presión mínima/máxima, velocidad de cambio de presión, tono de frecuencia de sonda, auto comenzar, auto detener, opciones de reflejos) y el nombre del protocolo. A continuación, se explican las opciones de parámetros y posibles aplicaciones:

Configuración de la presión:

Configura el rango de presión y la velocidad de la bomba. El rango de presión es -600 a +400 daPa para el equipo con clase 1, y -300 a +300 para la clase 2. La velocidad de la unidad de la bomba puede fijarse con incrementos de 50 daPa/s a valores de 50 a 200 daPa/s. Existe también la opción "afap", que significa lo más rápido posible, con 600 daPa/s como máximo, reduciendo la presión a 200 daPa/s en cuanto se alcanza un aumento pronunciado en la curva timpanométrica.

Frecuencia de tono de sonda:

El valor por defecto es 226 Hz. La clase 1 ofrece también tonos de sonda de 678, 800, y 1000 Hz. 226 Hz se utiliza habitualmente debido a que el audiograma muestra los distintos patrones que permiten la clasificación de los timpanogramas (tipo A, B, C). 1000 Hz se utiliza habitualmente para niños pequeños. Por favor tenga en cuenta que la opción multifrecuencia (MF) permite examinar las cuatro frecuencias simultáneamente sin afectar los resultados de la prueba ni aumentar el tiempo de prueba.

Auto Comenzar:

El registro del timpanograma comienza en cuanto se detecta una colocación correcta de la sonda. Si esta opción está desactivada, debe comenzar el test manualmente presionando sobre el botón de *play*.

Auto Detener:

El registro del timpanograma puede detenerse en cuanto se detecta el pico timpanométrico, lo que significa que no se disminuirá la presión más allá de lo que sea necesario.

Control manual de la presión:

Puede registrarse el timpanograma manualmente, es decir, el examinador puede establecer la presión.

La prueba de timpanometría puede también realizarse con la opción de medir consecutivamente reflejos acústicos automáticos. Si desea realizar una prueba de reflejos acústicos inmediatamente después de la timpanometría, seleccione la opción respectiva en los ajustes de timpanometría (ver [3.2.12: Prueba de Reflejo Acústico](#)).

Asegúrese de que haya un transductor válido (sonda de timpanometría EP-TY) conectado al equipo y compruebe que el conector de tubo de aire esté atornillado y ajustado en el conector de salida de presión del equipo (ver *Figura 76*). Puede utilizar el clip para fijar el cable de la sonda a la ropa del paciente. Seleccione una oliva del tamaño apropiado al tamaño del canal auditivo del paciente, y la punta de sonda correspondiente. Asegúrese de que la sonda esté insertada sin pérdidas entre la sonda y el canal auditivo. Las olivas de gomaespuma generalmente no son adecuadas para realizar timpanometría ya que no proveen sello hermético.

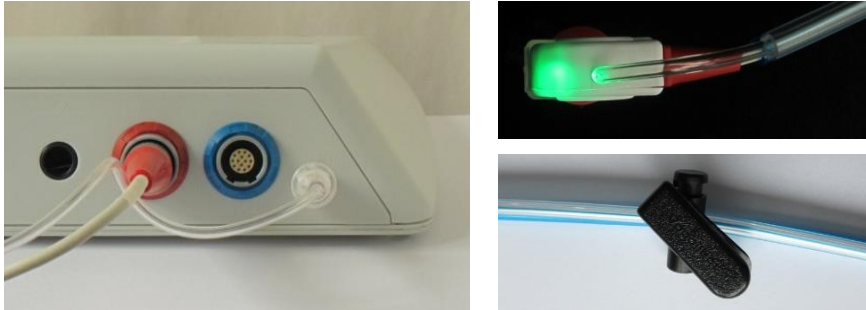


Figura 76: Configuración para timpanometría (izquierda: conexión de la sonda EP-TY al equipo Sentiero Desktop; arriba derecha: luz de estado de EP-TY, abajo izquierda: clip de fijación)

Una vez seleccionado el oído a examinar, el equipo está listo para comenzar la medición. La luz de estado de la sonda indica la condición actual de medición:

- Luz fija: Listo para la prueba – por favor coloque la sonda en el oído
- Parpadeando lentamente (latido): Medición en curso
- Parpadeando rápidamente: Pérdida, no puede generarse la presión requerida en el canal auditivo

El equipo controla continuamente la colocación de la sonda, es decir, el volumen acústico registrado en la sonda (ver *Figura 77*).



Figura 77: Control de colocación de sonda para timpanometría (izquierda: colocación de sonda no válida al comenzar la prueba; centro: colocación de sonda válida al comenzar la prueba; derecha: colocación de sonda no válida durante la prueba)

La medición de impedancia comienza automáticamente (si está configurado) una vez que se ha colocado la sonda correctamente en el oído y el volumen acústico se ha estabilizado. La luz indicadora del estado de la sonda cambiará de modo fijo a modo latido mientras se está registrando la curva de admitancia. En caso de pérdida durante la prueba, aparece un mensaje pidiéndole al usuario que comience o cancele la prueba. La luz de estado de la sonda cambiará a parpadeo rápido, y aparecerán instrucciones en la pantalla del equipo. El equipo intentará periódicamente reiniciar la medición automáticamente.

Durante la medición de timpanometría, aparece la siguiente información en la pantalla (ver Figura 78):

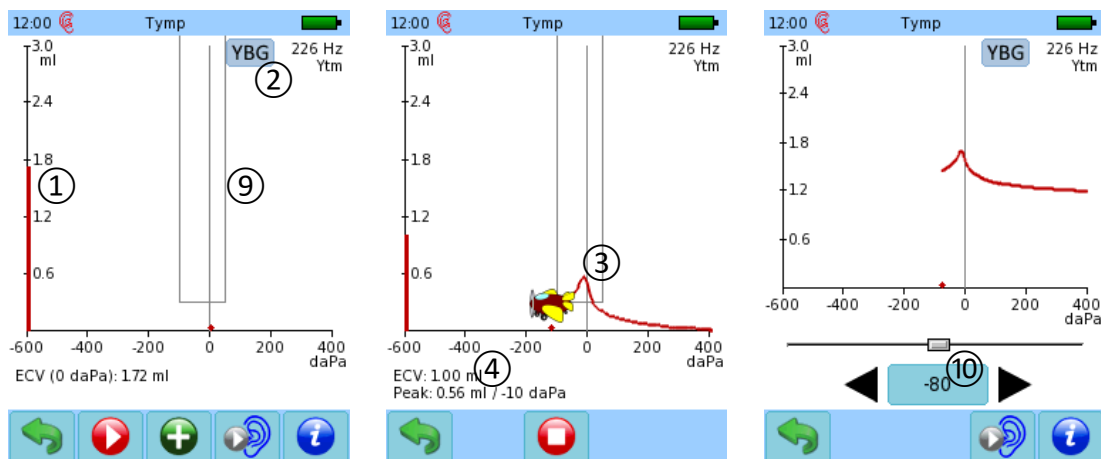


Figura 78: Medición de timpanometría (izquierda, antes de la medición; centro: durante la medición con modo historieta habilitado; derecha: medición manual)

Antes de comenzar una prueba manualmente (si la opción de auto comenzar no está activada) se muestra continuamente el volumen estimado del canal auditivo (ECV) como una barra en el lado izquierdo del gráfico de timpanograma ①. El valor numérico del ECV ④ se muestra también debajo del gráfico del timpanograma. Para timpanómetros clase 1, el modo de visualización de timpanograma (admitancia Y, conductancia G y susceptancia B) puede cambiarse presionando el botón YBG ②. En cuanto comienza la medición de timpanometría (ya sea automáticamente si la opción auto comenzar está activada, o al presionar el botón play ⑤), se muestra la admitancia como función del rango de

offset de presión aplicada como un timpanograma ③. Si el modo historieta está activado, un avión se desplaza a lo largo de la traza del timpanograma. El modo historieta está diseñado especialmente para focalizar el interés de los niños y por lo tanto mejorar las condiciones de ruido durante una prueba. Si se detecta un pico, se muestran la amplitud del pico y el offset de presión estática debajo de la estimación de ECV ④. Un rectángulo gris en el centro del gráfico del timpanograma representa el área normal ⑨. Si el pico del timpanograma se encuentra dentro de esta área, se considera que el timpanograma es normal. Puede detenerse una medición en curso presionando sobre el botón de *detener* ⑧.

Una vez que se ha terminado la prueba, hay varias opciones: En el caso de que haya artefactos o resultados no claros, puede repetir la medición presionando el botón de *play* ⑤. Esto descartará la traza que se muestra en la pantalla y registrará una nueva traza. El timpanómetro de clase 1 permite registrar hasta tres curvas dentro de una misma medición. Puede agregarse un timpanograma, que se mostrará sobre el(los) existente(s) presionando el botón de *más* ⑥. Esto puede resultar útil si desea comparar timpanogramas bajo diferentes condiciones, por ejemplo, antes y después de realizar la maniobra de Valsalva. Puede repetir la prueba con los mismos parámetros en el otro oído presionando sobre el botón de *oído* ⑦. Esta es la manera más rápida de registrar timpanogramas para ambos oídos. Dado que la prueba de timpanometría comienza automáticamente una vez que el sello de la sonda es estable (si auto comenzar está activado), quite la sonda del oído que ha examinado antes de presionar el botón de *oído*, para evitar medir el mismo oído dos veces (una vez como derecho y otra como izquierdo).

Puede registrarse un timpanograma manualmente si se configura en los parámetros de ajustes. Puede establecerse el offset de presión estática presionando sobre los botones de *flecha izquierda* o *derecha* o utilizando la barra ⑩.

Por favor tenga en cuenta que, si ha configurado la timpanometría para que a continuación se realice una medición automática de reflejo acústico, el reflejo acústico comienza una vez que se ha registrado un timpanograma válido. Para mayor información sobre la prueba de reflejos acústicos por favor consulte la sección [3.2.12: Prueba de Reflejo Acústico](#).

Una vez finalizada la prueba, se muestran los resultados de la timpanometría (ver *Figura 79*).

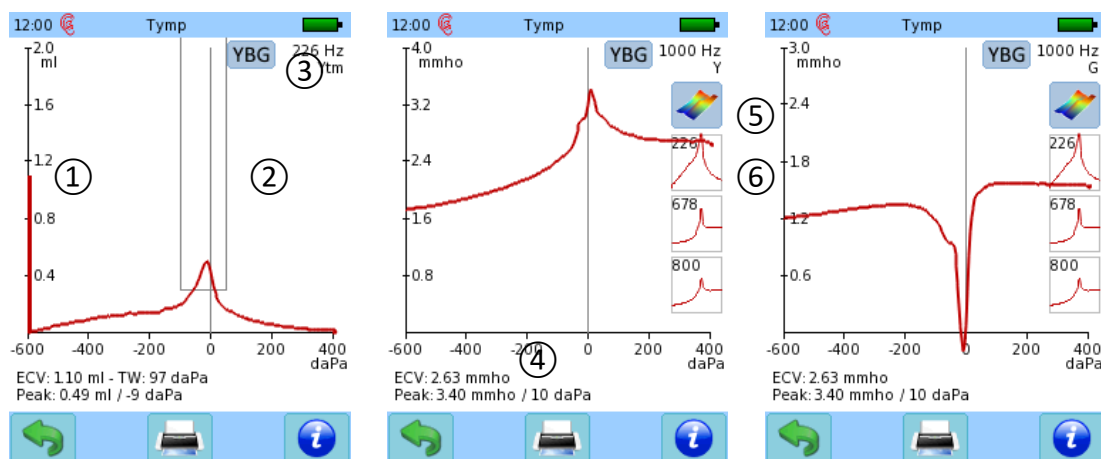


Figura 79: Resultados de timpanometría (izquierda: admitancia restando el volumen del canal auditivo; centro, derecha: admitancia y conductancia para tono de sonda 1000 Hz)

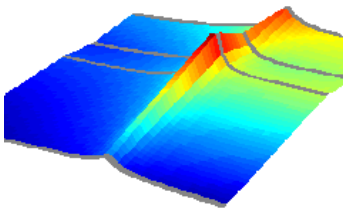


Figura 80: Visualización de resultados de timpanometría en 3D

El timpanograma se muestra como una traza roja (oído derecho) o azul (oído izquierdo). La resolución del eje ml/mmho puede ajustarse deslizando un dedo hacia arriba o hacia abajo en la pantalla. Una barra vertical en el lado izquierdo del gráfico del timpanograma representa el volumen del canal auditivo (ECV) ①. El valor numérico del ECV se muestra debajo del gráfico del timpanograma junto con el ancho timpanométrico (TW, solamente para tono de sonda 226 Hz), y la amplitud del pico y offset de la presión estática ④. El área normativa se muestra como un rectángulo gris ②. Para timpanómetros clase 1, puede cambiarse entre los gráficos de admitancia, conductancia y susceptancia presionando el botón YBG ③. Para el tono de sonda de 226 Hz, puede mostrarse el timpanograma normalizado, restando el volumen estimado del canal auditivo de la traza que produce la admitancia acústica estática compensada Y_{tm} (= admitancia solamente de la membrana timpánica). La frecuencia del tono de sonda y el modo de visualización se indican en la esquina superior derecha. Para mediciones multifrecuenciales, puede trazar el timpanograma para cada frecuencia de tono de sonda presionando sobre el pequeño gráfico de admitancia correspondiente ⑥. Al presionar sobre el gráfico de timpanograma 3D ⑤, se muestra un diagrama en 3D calculado en base a las trazas de las cuatro frecuencias de tonos de sonda (ver Figura 80). Puede rotar el diagrama 3D deslizando un dedo horizontal o verticalmente sobre la pantalla. Puede aumentar o disminuir el tamaño presionando sobre los botones de lupa.

LITERATURA

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

- Wilson R, Shanks J, Kaplan S (1984): Tympanometric changes at 226 Hz and 678 Hz across ten trials and for two directions of ear canal pressure change, *Journal of Speech and Hearing Research* 27, p. 257–266.

3.2.12 Prueba de Reflejo Acústico

METODOLOGÍA

El reflejo acústico (o reflejo estapedial, reflejo de atenuación, reflejo auditivo) es una contracción muscular involuntaria del músculo estapedial en respuesta a estímulos sonoros de alta intensidad (por encima de aproximadamente 80 dB HL). El músculo estapedial endurece la cadena osicular apartando el estribo de la ventana oval de la cóclea. Como consecuencia se reduce la transmisión de energía vibratoria hacia la cóclea y se aumenta la impedancia. La secuencia involucrada en el reflejo acústico es compleja y puede incluir la propia cadena osicular, la cóclea, el nervio auditivo y el tronco cerebral. Se considera que el reflejo estapedial es una medida protectora. En los casos en que esta medida protectora de los músculos del oído medio no está activa (disfunción del sistema auditivo eferente, otosclerosis) la micromecánica coclear (especialmente los esterocilios) pueden dañarse más fácilmente.

El reflejo acústico puede provocarse ipsilateralmente o contralateralmente con pulsos de tono cortos. Al provocarse ipsilateralmente, la medición de la impedancia y la estimulación del reflejo acústico se realizan en el mismo oído. Al provocarse contralateralmente, la medición de la impedancia y la estimulación del reflejo acústico se realizan en oídos opuestos. Generalmente, se examina el umbral al que el músculo estapedial comienza a cambiar la impedancia del oído medio. La prueba se realiza a la máxima complacencia, es decir, a la presión estática que da el máximo resultado durante la timpanometría. Por lo tanto, se recomienda realizar una timpanometría antes del reflejo acústico. El resultado es un gráfico que muestra la admitancia del oído medio en función del tiempo para un nivel seleccionado de estimulación. La duración del estímulo puede variar desde 2 s (determinación del reflejo acústico) hasta aproximadamente 10 s (determinación del decay del reflejo acústico en el tiempo). Si el nivel del estímulo es suficientemente alto como para provocar el reflejo acústico, se observa un cambio notable en la admitancia.

Las mediciones de reflejos acústicos se realizan para identificar otosclerosis, reclutamiento coclear y trastornos neurales. Otosclerosis significa la fijación de la base dentro de la ventana oval del oído interno debido a lesiones escleróticas. En el caso de fijación de la base del estribo, no se mide ningún cambio en impedancia al presentar un sonido fuerte al oído. El reclutamiento se caracteriza por audición coclear normal en intensidades altas de sonido y audición coclear limitada en intensidades bajas. En oídos con trastornos de audición (observados en la audiometría de tonos puros) es común encontrar reclutamiento coclear con umbrales de reflejo acústico normales a aproximadamente 80 dB HL. El umbral del reflejo aumenta en el caso de disfunción del oído medio.

USO PRÁCTICO

Reflejo acústico automático

Antes de realizar la prueba de reflejo acústico debe realizarse una prueba de timpanometría para determinar la presión timpanométrica máxima a la que sería ideal realizar la prueba de reflejos. Esta secuencia puede realizarse automáticamente al seleccionar o crear un protocolo adecuado para el módulo *Timpanometría* en la sección de módulos de *Impedancia*. Las siguientes opciones para prueba de reflejos acústicos automática están disponibles en los ajustes de timpanometría:

Modo Reflejo acústico:

Seleccione “siempre” si desea comenzar la prueba de reflejo acústico automático independientemente del resultado de la timpanometría, o seleccione “si el pico se encuentra dentro de la norma (solamente para 226 Hz)” si desea comenzar la prueba de reflejo acústico solamente si el pico del timpanograma está dentro del área normal. Si no necesita hacer prueba de reflejo acústico seleccione “nunca”.

Frecuencias y nivel inicial/final de reflejo acústico:

Seleccione las frecuencias a las que desea realizar la prueba de reflejo acústico. Si desea realizar una prueba de screening a un nivel específico, establezca el nivel inicial y final con el mismo valor. Si desea determinar el umbral de reflejo acústico, seleccione el nivel inicial y final para el rango que desea examinar. El nivel máximo durante el modo automático está limitado a 100 dB HL.

Criterio de validez del reflejo acústico y repetir para confirmar:

Seleccione el criterio para que el cambio de admitancia se considere como un reflejo acústico válido. Si se determina un reflejo acústico válido, puede elegir repetir la prueba a la configuración de estímulo respectiva para confirmar.

Configuración de la presión del reflejo acústico:

Seleccione el offset de presión estática a la que desea realizar la prueba de reflejo acústico. Puede utilizar la presión del pico del timpanograma medido anteriormente, o puede especificar un offset de presión estática fijo. Si no puede lograrse un sello hermético estable incluso con una oliva del tamaño adecuado, puede realizarse la medición a presión ambiente (es decir, 0 daPa). Si bien se recomienda realizar la prueba de reflejo acústico a la presión del pico timpanométrico, la prueba a presión ambiente puede brindar información útil, especialmente si la presión del pico timpanométrico está cerca de cero de todas maneras, por ejemplo, cuando el funcionamiento del oído medio es normal.

Asegúrese de que haya un transductor válido (sonda de timpanometría EP-TY) conectado. El reflejo acústico es bastante sensible al movimiento de la sonda. Esto se debe a que el cambio en admitancia producido por el reflejo acústico es bastante pequeño. Los movimientos de la sonda pueden afectar la profundidad de inserción y por lo tanto la admitancia registrada por la sonda. Estos cambios son del mismo orden que los reflejos. Por esto se recomienda no sostener la sonda durante la prueba de reflejos acústicos. Puede utilizar el clip para fijar el cable de la sonda a la ropa del paciente. Seleccione una oliva del tamaño apropiado al tamaño del canal auditivo del paciente, y la punta de sonda correspondiente. Asegúrese de que la sonda está insertada sin pérdidas entre la sonda y el canal auditivo. Las olivas de gomaespuma no son adecuadas para realizar timpanometría o reflejo acústico ya que no proveen sello hermético. Hace falta una oliva que permita una colocación estable de la sonda.

Pueden medirse reflejos contralaterales si hay un transductor adecuado conectado además de la sonda de timpanometría. El transductor debe conectarse antes de seleccionar el módulo de reflejos para que sea reconocido por el equipo. Los transductores adecuados son: cualquier auricular (HP-xx), auriculares de inserción (IP-xx) o la sonda EP-VIP. Por favor tenga en cuenta que hay transductores monoaurales diseñados específicamente para la prueba de reflejos acústicos contralaterales.

En el modo automático, se toma la presión para realizar la prueba de reflejos del último resultado de timpanometría del mismo oído (o dependiendo de la configuración de los parámetros, puede usarse un offset de presión estática fijo). La prueba de reflejos comenzará automáticamente sin necesidad de otra interacción del usuario. Pueden determinarse reflejos acústicos a distintas frecuencias sinusoides entre 0,5 y 4 kHz y con ruido de (banda ancha, pasa alto, pasa bajo). Por favor tenga en cuenta que la deflección de las trazas de reflejos acústicos (positiva o negativa) puede configurarse en las *Preferencias de Timpanometría*.

Durante la medición de reflejos acústicos automáticos se provee la siguiente información en la pantalla (ver *Figura 81*):



Figura 81: Medición de reflejo acústico automático (izquierda: determinación de umbral con modo historieta activado; centro: modo manual después de terminada la prueba; derecha: visualización general de los resultados en curso)

La traza del reflejo acústico que está siendo examinado se muestra en la zona principal del gráfico (1). Las trazas de reflejos medidos con anterioridad para la misma frecuencia de estímulo se muestran en las zonas de gráficos en miniatura (2) debajo de la zona del gráfico principal. El crecimiento en el reflejo de la frecuencia examinada puede deducirse de las trazas en la zona de gráficos en miniatura si se examinan varios niveles. Un marcador negro indica la zona del gráfico en miniatura en la que se muestra la traza activa en curso. Si el modo historieta está activado, un objeto volador (por ej. un avión) se desplaza a lo largo de la traza. El tipo de objeto volador cambia de una traza a otra. El modo historieta está diseñado especialmente para focalizar el interés del niño y por lo tanto mejorar las condiciones de ruido durante una prueba. Los controles están desactivados (en gris) durante las pruebas automáticas. La medición automática a una frecuencia de estímulo se termina si se alcanza el nivel más alto configurado o se determina un reflejo acústico válido. El usuario también puede interrumpir la prueba en cualquier momento presionando el botón de detener durante la prueba (5). En cuanto el usuario detiene la prueba automática o la prueba se termina en todas las frecuencias de estímulo seleccionadas, los controles están otra vez disponibles y el usuario puede reemplazar o agregar trazas adicionales en modo manual. Los controles de frecuencia, nivel y presión estarán disponibles para realizar mediciones manuales, por ej. si un registro debe repetirse debido a artefactos o resultados no claros. Para mayor información sobre el uso práctico del modo manual, por favor consulte la sección sobre reflejos acústicos manuales abajo.

Puede mostrarse información general de todas las mediciones en curso con su estado respectivo (flecha verde en caso de un reflejo válido) (4) presionando sobre el botón de *lupa* (6). Si desea

comenzar la secuencia de prueba incluyendo timpanometría y prueba de reflejo acústico automático en el otro oído, por favor presione el botón de *oído* ⑩. Esta es la manera más rápida de registrar timpanogramas y reflejos acústicos para ambos oídos. Dado que la medición de timpanometría comienza automáticamente una vez que la colocación de la sonda es estable (si auto comenzar está activado), quite la sonda del oído examinado antes de presionar el botón de oído, para evitar que se mida el mismo oído dos veces (una como oído izquierdo y una como derecho)

La visualización de resultados de reflejo acústico (ver *Figura 82*) muestra una visualización general de todas las trazas de reflejos ipsilaterales o contralaterales. Al seleccionar cualquiera de los gráficos en miniatura se abre la visualización detallada respectiva. Si la traza es válida se muestra una flecha verde junto con la traza. El cambio en admitancia debido a la activación del reflejo acústico se muestra como una traza válida. Debajo del gráfico, se traza el marco de tiempo del estímulo (estímulo cambia de 1 a 3 s una vez comenzada la medición).



Figura 82: Resultados de reflejos acústicos (izquierda: información general de resultados; derecha: información detallada)

Reflejos acústicos manuales:

Si el equipo tiene licencia de clase 1, la opción *Reflejo manual* está disponible en la sección *Inmitancia* como un modo separado de medición, de manera que no es necesario pasar primero por una secuencia de timpanometría y umbral automático del reflejo. Para todos los equipos, el modo manual está disponible al finalizar o interrumpir una prueba de reflejos automática. Por favor tenga en cuenta que esta sección detalla las opciones específicas disponibles para la prueba manual. El flujo de trabajo general y la interfaz del usuario es similar a la prueba de reflejos acústicos automática que se explica arriba.

Durante la medición manual de reflejos acústicos, se provee la siguiente información en la pantalla (ver *Figura 83*).

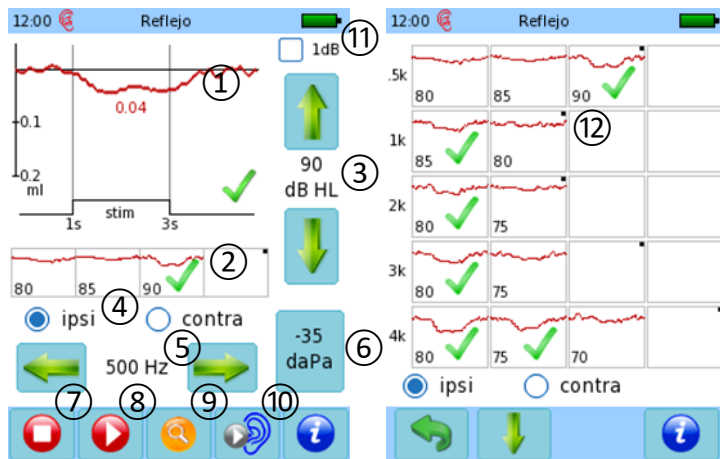


Figura 83: Medición manual de reflejos acústicos (izquierda: medición; derecha: visualización general del resultado en curso)

Al igual que para la prueba automática de reflejos acústicos, se muestran la traza en curso del reflejo acústico ① y trazas registradas previamente para el mismo tipo de estímulo ②. Las trazas válidas se marcan con una flecha verde. El modo manual permite total control de los parámetros y el orden de la medición. Pueden establecerse parámetros de medición para cada medición individual de reflejos. Los parámetros son la frecuencia del estímulo (incluyendo también el ruido de pasa alto o pasa bajo) ⑤, el nivel de presentación del estímulo ③ (los estímulos pueden ser mayores a 100 dB HL según la frecuencia), y el lado de presentación (ipsilateral o contralateral si hay un transductor contralateral conectado) ④. El incremento en el nivel de estimulación puede reducirse a 1 dB activando el casillero correspondiente ⑪. Puede ajustarse el offset de presión estática presionando el botón *offset de presión estática* ⑥. Una vez que se han establecido todos los parámetros, presione el botón *play* ⑧ para realizar la prueba. Si desea continuar la prueba en el otro oído presione el botón de *oído* ⑩. Para detener la prueba de reflejo acústico presione el botón *detener* ⑦.

El equipo tiene cuatro casilleros de almacenamiento para frecuencia del estímulo y modalidad de presentación (ipsilateral/contralateral). Los casilleros se muestran como trazas en miniatura, mostrando el nivel de presentación. Un marcador negro en la esquina del gráfico indica el casillero de almacenamiento de la siguiente medición. Presionar sobre cualquiera de los gráficos de casilleros mostrará la curva correspondiente en el gráfico principal y seleccionará ese casillero para ser sobrescrito con la siguiente medición. Puede mostrarse una visualización general de todas las mediciones de reflejos presionando el botón de *lupa* ⑨. La visualización general ⑫ muestra gráficos en miniatura para todas las frecuencias de estímulos, mientras que en la visualización principal se muestra solamente el crecimiento del reflejo de la frecuencia de estímulo en curso. Por favor tenga en cuenta que se muestran los niveles de estimulación para cada frecuencia de estimulación en la frecuencia seleccionada por el examinador.

Decay del reflejo acústico

Si el equipo tiene licencia como timpanómetro clase 1, puede realizarse la prueba de decay del reflejo acústico. La prueba de decay del reflejo examina si el cambio en admitancia provocado por el reflejo acústico puede mantenerse durante estimulación continua ipsilateral o contralateral. El decay del reflejo acústico con frecuencia se determina con estimulación contralateral para reducir el impacto de potenciales artefactos de estímulo en el registro ipsilateral. El decay del reflejo acústico se considera

positivo si la amplitud del reflejo acústico disminuye a 50% dentro de un período de tiempo determinado (generalmente unos 10 segundos). Habitualmente se utilizan frecuencias bajas para esta prueba (500 Hz or 1000 Hz) dado que incluso en oídos normales puede encontrarse un decay del reflejo acústico a frecuencias más altas.

La operación del módulo de decay del reflejo es en esencia la misma que para el módulo de reflejo manual, ya que la única diferencia es la duración del estímulo y la evaluación de las trazas registradas (ver Figura 84).

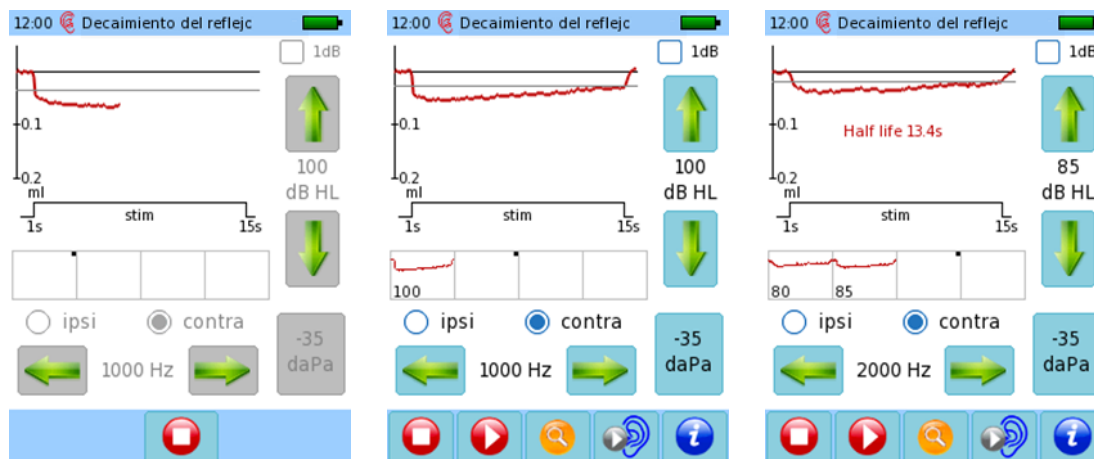


Figura 84: Medición de decay del reflejo acústico (izquierda: durante una medición; centro: después de una medición con decay negativo; derecha: después de una medición con decay positivo)

La prueba de decay del reflejo se realiza generalmente a niveles de estimulación 10 dB por encima del umbral del reflejo. Por lo tanto, debe primero hacerse la determinación del umbral del reflejo, ya sea manual o automáticamente. El offset de presión estática debe establecerse a la presión timpanométrica máxima, al igual que se hace con la prueba normal de reflejos. Por favor tenga en cuenta que niveles de estimulación muy altos pueden ser incómodos o hasta dolorosos para el paciente. Debe utilizarse un criterio diagnóstico estricto antes de realizar estimulación de reflejos a altas intensidades, especialmente durante la prueba de decay del reflejo, en la que la duración efectiva de la presentación llega hasta 14 segundos.

Si la prueba de decay del reflejo es positiva, es decir, la traza alcanza la mitad de la amplitud de la amplitud inicial del reflejo acústico antes de terminar la medición, el tiempo en el que se alcanza esta amplitud se muestra como *vida media* de la traza. La línea gris en la traza representa el 50% de la amplitud del reflejo acústico.

La visualización de los resultados de decay del reflejo (ver Figura 85) es similar a la del módulo de reflejos acústicos y muestra una visualización general de todas las trazas de decay de reflejo acústico. Al seleccionar uno de los gráficos en miniatura se abre la visualización detallada respectiva. Debajo del gráfico se muestra el marco de tiempo del estímulo (estímulo presentado desde 1 hasta 15 s después de comenzada la medición).

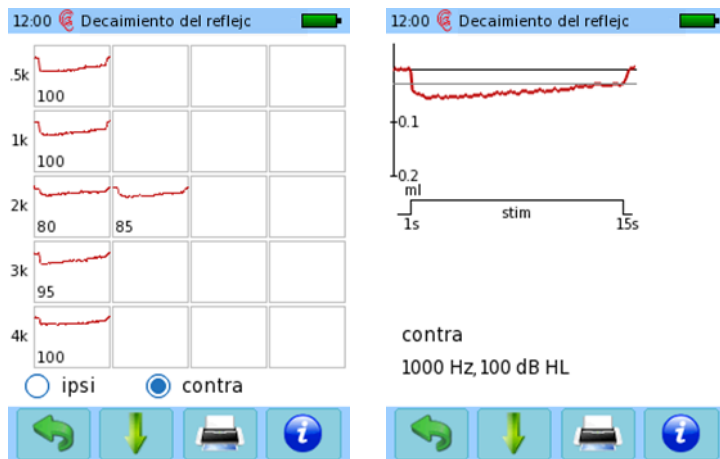


Figura 85: Resultado de Decay del Reflejo Acústico (izquierda: visualización general del resultado; derecha: información detallada)

Por favor tenga en cuenta que los cambios en admitancia pueden monitorearse utilizando la subprueba de Trompa de Eustaquio Patulosa (disfunción tubárica) (ver [3.2.11: Pruebas de Funcionamiento de la Trompa de Eustaquio](#)). Puede utilizarse para registrar los cambios en admitancia causados por reflejos acústicos provocados por estimulación externa, tales como fuentes de sonido de campo libre, o estimulación basada en audífonos / implantes cocleares. El usuario debe interpretar las curvas registradas, ya que el equipo no tiene información sobre la estimulación externa.

LITERATURA

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

3.2.13 Pruebas de funcionamiento de la trompa de Eustaquio

METODOLOGÍA

Además de realizar pruebas de impedancia y reflejo acústico, el timpanómetro de clase 1 incluye funciones adicionales que pueden realizarse para evaluar el funcionamiento de la trompa de Eustaquio (ETF). Las pruebas de ETF se utilizan para verificar el funcionamiento de la trompa de Eustaquio bajo diferentes condiciones. La trompa de Eustaquio provee compensación entre el oído medio y la nasofaringe, y de esta manera a la presión del aire exterior. La compensación de presión puede provocarse tragando o bostezando. Las diferencias de presión provocan una pérdida auditiva conductiva temporal debido a la flexibilidad reducida de la membrana timpánica y los osículos. Algunos trastornos del oído medio, como por ejemplo otitis media, pueden afectar la función tubárica.

USO PRÁCTICO

Seleccione *ETF* y la subprueba deseada de la sección *Inmitancia* del menú de selección de módulos de medición. Todas las pruebas de ETF necesitan la sonda de timpanometría EP-TY. El manejo de la sonda de timpanometría se describe en la sección [3.2.11: Timpanometría](#). A continuación, se explica el uso práctico de las diferentes subpruebas de ETF.

Tímpano No Perforado

Esta subprueba de funcionamiento de la trompa de Eustaquio puede utilizarse si la membrana timpánica no está perforada. Durante la prueba se registran tres timpanogramas. Entre un registro y el siguiente, se le pide al paciente que trague con la nariz y la boca cerradas (maniobra de Toynbee) y que exhale or la nariz con la nariz y boca cerradas (maniobra de Valsalva). En el caso de funcionamiento normal de la trompa de Eustaquio, los picos del timpanograma deben desplazarse de un registro a otro debido al cambio en la presión del oído medio provocada por las maniobras de Toynbee y Valsalva. Por favor tenga en cuenta que la diferencia en offset de presión estática depende de la capacidad del paciente de realizar dichas maniobras. La pantalla mostrará información sobre cómo explicarle al paciente el procedimiento durante el desarrollo de la medición (ver *Figura 86*).

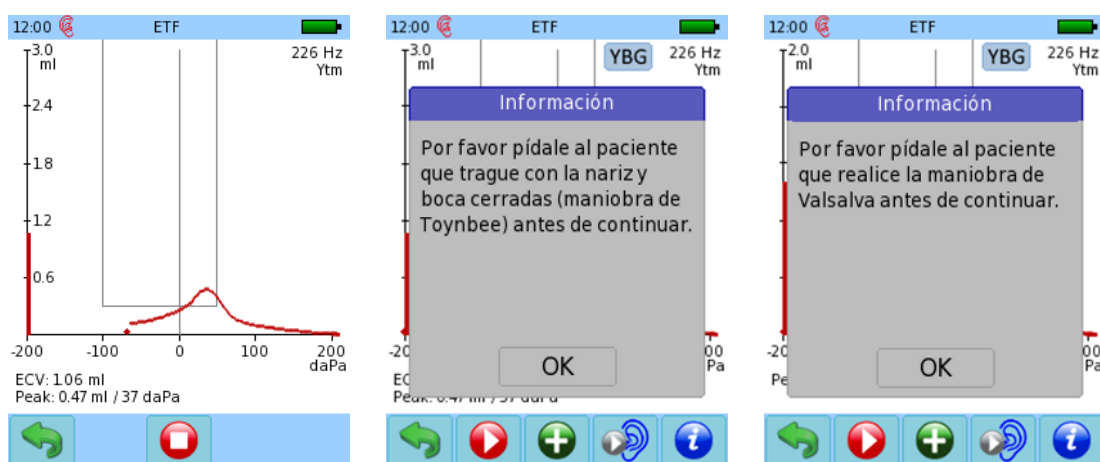


Figura 86: Medición de función tubárica con tímpano no perforado (izquierda: primera medición de timpanometría sin intervención; centro: mensaje para la segunda medición de timpanometría con la maniobra de Toynbee; derecha: mensaje para la tercera medición de timpanometría con la maniobra de Valsalva)

El resultado de la prueba de ETF con tímpano no perforado muestra los tres timpanogramas (ver *Figura 87*), es decir el timpanograma standard y los dos timpanogramas luego de las maniobras de Toynbee y Valsalva, respectivamente.

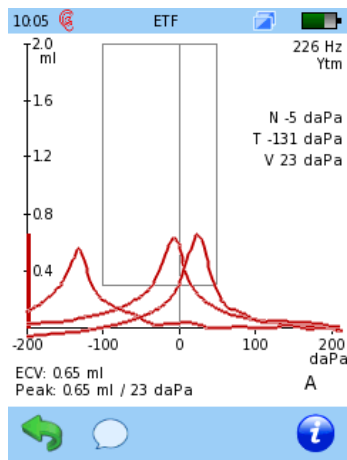


Figura 87: Resultado de función tubárica con tímpano no perforado

Tímpano Perforado

Esta prueba de funcionamiento de la trompa de Eustaquio puede utilizarse si la membrana timpánica está perforada. Esta prueba presuriza el canal auditivo y el oído medio cuando el tímpano está perforado. Para medir el funcionamiento de la trompa de Eustaquio, debe pedirle al paciente que trague varias veces durante la prueba. Si la trompa de Eustaquio se abre, la presión descenderá (ver *Figura 88*). Debe tenerse especial cuidado en asegurarse de que la sonda tenga un sello hermético durante la prueba, para asegurarse de que el descenso de presión observado sea a través de la trompa de Eustaquio y no debido a pérdidas.

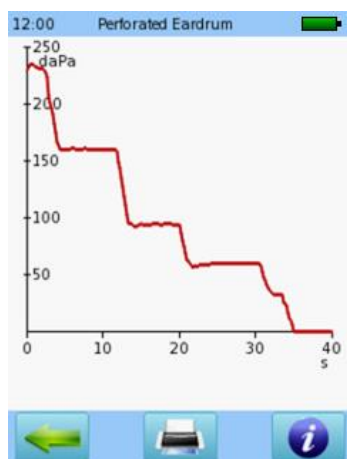


Figura 88: Resultados de pruebas de funcionamiento de trompa de Eustaquio con tímpano perforado

Trompa de Eustaquio Patulosa (Disfunción Tubárica)

Esta prueba de funcionamiento de la trompa de Eustaquio puede utilizarse en pacientes con trompa de Eustaquio patulosa, es decir, si la trompa de Eustaquio se mantiene abierta permanente o intermitentemente. La prueba realiza una medición de admitancia de alta resolución, similar a una medición de reflejos acústicos, pero sin estímulo. El cambio de admitancia se registra y se muestra

durante 20 segundos. Puede utilizarse para controlar cambios en la admitancia provocados por la apertura de la trompa de Eustaquio al respirar, masticar o tragar. Si la trompa de Eustaquio está permanentemente abierta, se observará una mayor fluctuación de la admitancia en comparación a un oído medio normal. En estos casos es común poder identificar los ritmos de latidos cardíacos o respiración en la curva de admitancia.

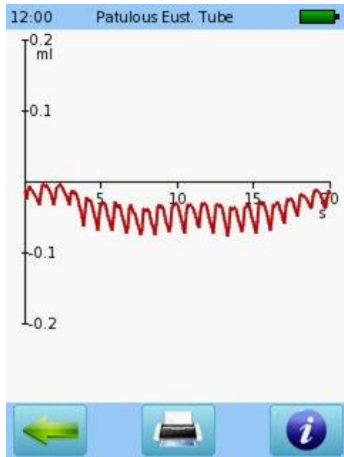


Figura 89: Resultado de Disfunción Tubárica que muestra el ritmo de latido cardíaco del paciente en la curva de admitancia

LITERATURA

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

Made in Germany



PATH MEDICAL GmbH
Landsberger Straße 65
82110 Germering
Germany

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



0124