

Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales
Facultad de Ciencias Médicas
Ingeniería Biomédica

Proyecto Integrador

“Desarrollo de software con asistente inteligente para estudios audiométricos”



Alumna:

Peirone, Janet Natalia

Matrícula:

35.967.971

Asesores:

Ing. Nieva, Eduardo Gabriel

Dra. Fga. Serra, Silvana



FCM



Ingeniería
Biomédica

Córdoba, diciembre 2017

Agradecimientos

A Dios, en primer lugar.

*A mis padres, por hacerme quién soy y por su apoyo incondicional constantes. Y a mi familia,
por demostrarme que el esfuerzo siempre da buenos frutos*

A Marcos, que siempre creyó en mí y me alentó a no bajar los brazos frente a las dificultades.

*A mis asesores del proyecto, por todo su tiempo, dedicación y ayuda durante el desarrollo de
este trabajo.*

Resumen

La evaluación audiológica a través de la audiometría tiene dos objetivos principales: establecer un diagnóstico y guiar la rehabilitación. La adquisición de audiómetros para uso profesional tiene un costo elevado, y el mismo puede reducirse significativamente al reemplazarlo con un software que ofrezca las mismas características. En este contexto se desarrolló ASISTE (Audiometric Software: Intelligent Solution To Expertise), el cual es un audiómetro basado en computadora que permite la realización de estudios audiométricos completos, desde el registro y gestión del paciente, hasta la colaboración por medio de un asistente inteligente que sirve de apoyo al fonoaudiólogo durante la audiometría. Asimismo se realizó la calibración del mismo con el uso de un oído artificial, y se probó el desempeño del asistente programado frente a distintos casos clínicos simulados. La solución planteada fue probada por estudiantes de fonoaudiología y del resultado de la evaluación se pudo concluir que presenta ventajas respecto a los audiómetros convencionales, como la asistencia virtual al profesional y la integración de la gestión de pacientes.

Abstract

Audiometry as audiologic evaluation has two main objectives: to make a diagnosis and to guide the rehabilitation. The acquisition of audiometers for professional use is expensive; this cost can be lower by replacing with software that can offer the same features than the conventional one. Under this word, it is developed, ASISTE (Audiometric Software: Intelligent Solution To Expertise), which is a computer-based audiometer that allows to perform complete audiometric studies, from patient registration and management; to collaboration through an intelligent assistant that provides support to the audiologist during the audiometry. The system calibration was performed by an artificial ear, and the performance of the assistant was tested to different simulated clinical cases. The proposed solution was tried by audiology students and from the result of the evaluation it could be concluded that it has advantages over conventional audiometry, as the virtual assistance to the professional and patient data integration.

Contenido

Agradecimientos	1
Resumen	2
Abstract	3
Contenido	4
Índice de Ilustraciones	6
Índice de Tablas	7
Introducción	8
Objetivos	9
Objetivos generales	9
Objetivos específicos	9
Marco teórico	10
Sonido	10
Física del sonido	10
Percepción del sonido	13
Nivel de sonoridad	13
Oído	14
Estructura del oído	14
Funcionamiento del oído	16
Umbral auditivo	18
Enmascaramiento	18
Pérdida auditiva	19
Audiometría	20
Reseña histórica	20
Tipos de audiometría	21
Transductores utilizados en audiometría	23
Normativa	24
Anamnesis o entrevista	31
Audiograma y simbología	32
Test de Weber	36
Test de Rinne	36
Enmascaramiento	37
Ingeniería del conocimiento	38
Definición y origen	38
Inteligencia Artificial	39
Sistemas Expertos	41
Materiales y métodos	47
Tecnología utilizada y lenguaje de programación	47
Generación de sonidos	48

Desarrollo: Software ASISTE	51
Registrar paciente	53
Cargar paciente	53
Realizar estudio	54
Selección de tono	54
Selección de ruido de enmascaramiento	55
Registro de respuesta	56
Registro del nivel de enmascaramiento	57
Realización del audiograma	57
Asistente	58
Incoherencias entre los datos	58
Datos incompletos	59
Necesidad de aplicar técnicas de enmascaramiento	60
Diagnóstico observado	61
Guardar estudio	62
Resultados	63
Calibración	63
Análisis de costos	69
Plan de negocios	69
Conclusión	71
Propuestas futuras	71
Bibliografía y Referencias	73
Anexo	74

Índice de Ilustraciones

Figura 1 – Onda y sus propiedades.	10
Figura 2 - Onda senoidal longitudinal que viaja hacia la derecha en un fluido.	11
Figura 3 - Tres formas de describir una onda sonora.	12
Figura 4 - Estructura del oído.	15
Figura 5 - Estructura del oído interno.	16
Figura 6 - Localización del órgano de Corti en la cóclea.	17
Figura 7 – Curva de respuesta audible.	18
Figura 8 – Elementos del audiómetro.	22
Figura 9 – Envoltorio del tono de ensayo cuando se activa/desactiva la señal. ¹⁴	30
Figura 10 – Ejemplo de audiograma.	33
Figura 11 – Ejemplo de audiograma con aplicación de simbología.	35
Figura 12 – Test de Weber.	36
Figura 13 – Test de Rinne.	36
Figura 14 - Componentes típicos de un sistema experto.	44
Figura 15 – Tono puro continuo de 125 Hz generado con Audacity®.	48
Figura 16 – Tono puro pulsátil de 1000 Hz generado con Audacity®.	49
Figura 17 – Ruido blanco generado con Audacity®.	49
Figura 18 – Ruido de banda estrecha de 500 Hz generado con Audacity®.	50
Figura 19 – ASISTE: Interfaz de usuario principal.	51
Figura 20 – Flujo de trabajo: Realización de estudio audiométrico con ASISTE.	52
Figura 21 – ASISTE: Registrar paciente.	53
Figura 22 – ASISTE: Cargar paciente.	53
Figura 23 – ASISTE: Selección de tono.	54
Figura 24 – ASISTE: Selección e Indicador de tono ON/OFF.	54
Figura 25 – ASISTE: Selección de ruido enmascarante.	55
Figura 26 – ASISTE: Selección e Indicador de ruido ON/OFF.	55
Figura 27 – ASISTE: Registro de respuesta.	56
Figura 28 – ASISTE: Registro del nivel de enmascaramiento.	57
Figura 29 – ASISTE: Realización del audiograma.	57
Figura 30 – Asistente: Ejemplo de incoherencia entre vía aérea y vía ósea.	58
Figura 31 - Asistente: Ejemplo de incoherencia entre diagnóstico y test de Weber.	58
Figura 32 - Asistente: Ejemplos de datos incompletos.	59
Figura 33 - Asistente: Ejemplos de necesidad de aplicar técnicas de enmascaramiento.	60
Figura 34 – Asistente: Ejemplo de diagnóstico y audiograma.	62
Figura 35 – ASISTE: Guardar estudio.	62
Figura 36 – Equipamiento necesario para calibrar un audiómetro.	63
Figura 37 – ASISTE: Calibración.	64
Figura 38 – Instrumentos utilizados para la calibración.	65
Figura 39 – Instrumentos utilizados para la medición de la distorsión armónica.	67

Índice de Tablas

Tabla 1 - Niveles de intensidad de sonido de diversas fuentes (valores representativos)	14
Tabla 2 – Nomenclatura diagnóstica.	19
Tabla 3 – Normativa internacional de audiómetros.	24
Tabla 4 – Normativa de audiómetros de CENELEC	24
Tabla 5 – Normativa publicada por AENOR.	24
Tabla 6 – Normativa relacionada con la calibración y la utilización de audiómetros.	25
Tabla 7 – Requisitos de audiómetros de tonos puros.	26
Tabla 8 – Características de los audiómetros según la IEC-60645-1 Ed. 2001	27
Tabla 9 – Precisión de la frecuencia de la señal generada.	27
Tabla 10 – Frecuencias y niveles máximos para audiómetros en dB_{HTL}	28
Tabla 11 – Tipos de ruido de enmascaramiento.	28
Tabla 12 – Ruidos de banda estrecha que debe generar un audiómetro.	29
Tabla 13 - Tiempos de activación/desactivación de la señal.	30
Tabla 14 - Tiempos de activación/desactivación de la señal en modo pulsado.	31
Tabla 15 – Símbolos recomendados para umbrales medidos.	34
Tabla 16 - Símbolos recomendados para casos donde no hay respuesta	34
Tabla 17 – Atenuación interaural.	37
Tabla 18 – Frecuencias de corte para ruidos de banda estrecha.	49
Tabla 19 – Tipos de hipoacusias relacionadas al test de Weber.	59
Tabla 20 – Asistente: Diagnóstico.	61
Tabla 21 – Instrumental utilizado para la calibración.	63
Tabla 22 – Valores de referencia RETSPL para TDH-39.	64
Tabla 23 – Medición y cálculo de amplitud de referencia para $50 dB_{HL}$.	66
Tabla 24 – Error del nivel de salida (dB) luego de la calibración.	67
Tabla 25 – Piso de ruido de la placa de sonido.	68
Tabla 26 – Costo del hardware.	69
Tabla 27 – Costo del software.	69
Tabla 28 – Retorno sobre la inversión.	70

Introducción

La audiometría es una exploración de medida funcional de la audición que emplea un equipo electrónico que es el audiómetro. Las respuestas obtenidas con los audiómetros permiten:

- Conocer el umbral de audición. Como consecuencia, se valora la audición en normal o hipoacusia: leve, moderada, severa o profunda y cofosis.
- Topodiagnóstico, localizando el origen de la pérdida si existe y clasificándola en: Hipoacusia de conducción o transmisión, Hipoacusia neurosensorial o de percepción, o Hipoacusia mixta.
- Orientación terapéutica: consejo médico, quirúrgico y/o protésico.
- Valoración evolutiva.
- Peritajes médico-legales.

Los tipos de audiometrías más frecuentemente usados son:

- Audiometría de tonos puros o tonal
- Audiometría de alta frecuencia
- Audiometría de Békésy
- Audiometría supraliminar
- Audiometría vocal
- Audiometrías infantiles o condicionadas
- Potenciales evocados auditivos.

La audiometría tonal es la más utilizada en la práctica diaria, dado que es sencilla y que su interpretación proporciona el umbral de audición. La morfología de las curvas que con ella se obtienen ayuda en el topodiagnóstico y en el establecimiento de las posibilidades de corrección, determinando la necesidad o no de realizar otras pruebas.

En los últimos años ha habido una gran evolución en el uso de dispositivos de adquisición de datos biomédicos portátiles, y el avance en los sistemas informáticos y las capacidades de las computadoras en la actualidad, permiten la utilización de gran parte de sus recursos electrónicos que reemplazan las funciones de los audiómetros tradicionales.

Han surgido recientemente algunos productos de software que sirven de interfaz con el audiómetro, de modo que el profesional pueda manejar el equipo de forma remota y virtual, y además permiten la manipulación de datos y el archivo de los mismos en la PC (Computadora Personal).

Por otra parte, se encontraron soluciones de software que permiten la realización de audiometrías utilizando la placa de sonido integrada en las computadoras, generalmente diseñados para usos no profesionales en hogares y para un auto-diagnóstico orientativo. Por último, existen otros tipos de software que permiten realizar una simulación del estudio audiométrico, los cuales se utilizan con fines educativos.

Sin embargo, no se encontró ninguna solución basada exclusivamente en PC que se ajuste a las necesidades del profesional para realizar una audiometría completa. Además, sólo se encontraron asistentes en los productos de software del tipo educativo, los cuales no permiten la realización de estudios reales y no pueden utilizarse con fines diagnósticos.

La adquisición de audiómetros para uso profesional tiene un costo elevado, y el mismo puede reducirse significativamente al reemplazarlo con un software que ofrezca las mismas características. Por otra parte, el mismo software puede ofrecer al fonoaudiólogo muchas otras herramientas de gran interés para el mismo, que no se encuentran disponibles en otros casos, como por ejemplo: registrar datos del paciente y del estudio realizado en archivos digitales, graficar el audiograma automáticamente y con la simbología correspondiente para estos estudios, posibilidad de agilizar y facilitar el diagnóstico con la colaboración de un asistente, etc.

Objetivos

Objetivos generales

El objetivo principal del proyecto es desarrollar un software que sea capaz de brindar todas las herramientas necesarias para realizar un estudio audiométrico completo.

Objetivos específicos

Para cumplir con el objetivo general del proyecto se plantearon los siguientes objetivos:

- Conocer el estado del arte actual de los audiómetros con las normativas vigentes, y comprender las bases del estudio audiométrico.
- Definir el lenguaje de programación y las características principales del software a desarrollar, y definir las características de hardware requeridas.
- Desarrollar un software funcional y con todas las herramientas que permitan realizar una audiometría.
- Programar el asistente, que permita analizar los datos correctamente y que sea capaz de brindar asesoramiento para el diagnóstico a partir de los datos registrados.
- Calibrar adecuadamente el audiómetro para la vía aérea y la vía ósea.
- Probar el software y estudiar el desempeño del asistente frente a distintos casos clínicos, reales o simulados.

Marco teórico

Sonido

Física del sonido

Una onda mecánica es una perturbación que viaja por un material o una sustancia que es el medio de la onda. Al viajar la onda por el medio, las partículas que constituyen el medio sufren desplazamientos de varios tipos, dependiendo de la naturaleza de la onda. Cuando los desplazamientos del medio son perpendiculares o transversales a la dirección en que la onda viaja por el medio, decimos que se trata de una onda transversal. En el caso de que los movimientos de las partículas del medio sean hacia adelante y hacia atrás en la misma línea en que viaja la onda, decimos que se trata de una onda longitudinal. Y existen casos complejos, donde se presentan componentes tanto longitudinal como transversal.

La perturbación ondulatoria se propaga con la rapidez de onda v , que depende del tipo de onda y de las propiedades del medio. En una onda periódica, el movimiento de cada punto del medio es periódico. Una onda senoidal es una onda periódica especial, donde todos los puntos tienen movimiento armónico simple (MAS). La frecuencia f de cualquier onda periódica es el número de ciclos por unidad de tiempo, el periodo T es el tiempo que dura un ciclo, la longitud de onda λ es la distancia en la que se repite el patrón de la onda, y la amplitud A es el desplazamiento máximo de una partícula en el medio. El producto de λ y f es igual a la rapidez de la onda: $v = \lambda f$. [1]

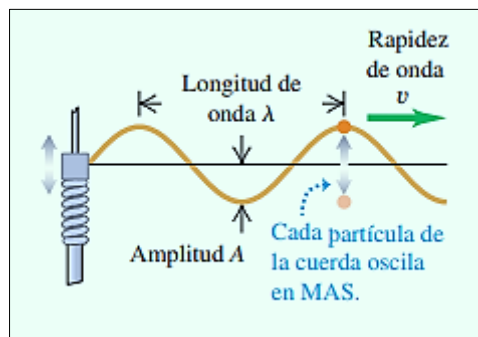


Figura 1 – Onda y sus propiedades.¹

De todas las ondas mecánicas que se dan en la naturaleza, las más importantes en nuestra vida diaria son las ondas longitudinales en un medio, usualmente aire, llamadas ondas sonoras. La razón es que el oído humano es muy sensible y puede detectar ondas sonoras incluso de muy baja intensidad. La definición más general del sonido es una onda longitudinal en un medio. Las ondas sonoras más sencillas son las senoidales, las cuales tienen la frecuencia, la amplitud y la longitud de onda completamente especificadas. El oído humano es sensible a las ondas en el intervalo de frecuencias de 20 Hz a 20.000 Hz, llamado rango audible, pero también usamos el término sonido para ondas similares con frecuencias mayores (ultrasónicas) y menores (infrasónicas).

¹ Imagen obtenida de Sears-Zemansky. Física Universitaria volumen 1. 12ª Edición. México, 2009.

Las ondas sonoras suelen dispersarse en todas direcciones a partir de la fuente sonido, con una amplitud que depende de la dirección y la distancia a la fuente. Analizando el caso idealizado de una onda sonora que se propaga sólo en la dirección $+x$, dicha onda se describe con una función de onda $y(x, t)$, que da el desplazamiento instantáneo y de una partícula en el medio, en la posición x y en el instante t . Si la onda es senoidal, podemos expresarla usando la Ecuación 1:

$$y(x, t) = A \cos(kx - \omega t)$$

Ecuación 1 – Función de onda senoidal.

Donde $k=2\pi/\lambda$ y $\omega=2\pi f=vk$

La amplitud A es el máximo desplazamiento de una partícula del medio con respecto a su posición de equilibrio (Figura 2). Por lo tanto, A también se conoce como amplitud de desplazamiento.

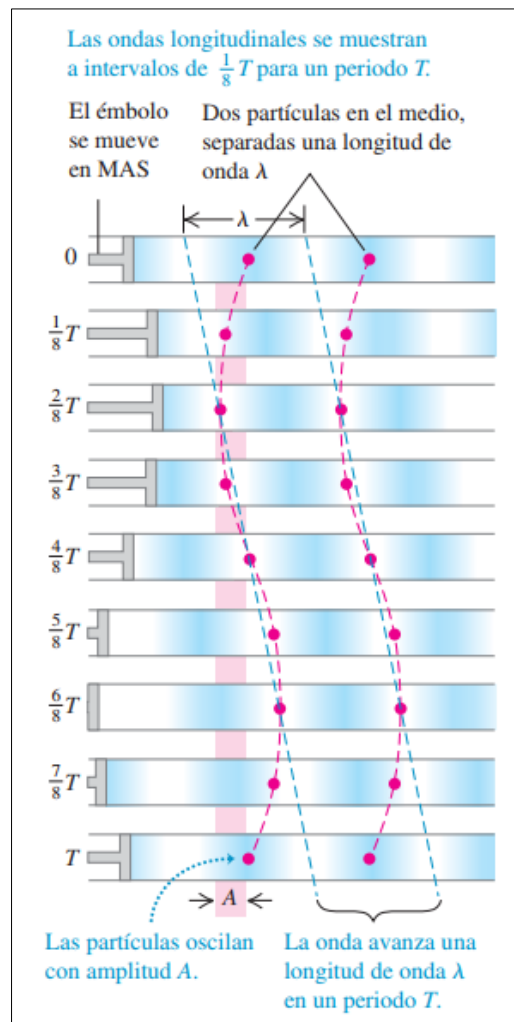


Figura 2 - Onda senoidal longitudinal que viaja hacia la derecha en un fluido.²

² Imagen obtenida de Sears-Zemansky. Física Universitaria volumen 1. 12ª Edición. México, 2009.

Las ondas sonoras también pueden describirse en términos de variaciones de presión en diversos puntos. En una onda sonora senoidal en aire, la presión fluctúa por arriba y por debajo de la presión atmosférica p_a en forma senoidal con la misma frecuencia que los movimientos de las partículas de aire. El oído humano funciona detectando tales variaciones de presión. Los micrófonos y dispositivos similares por lo regular también detectan diferencias de presión, no desplazamientos, así que resulta muy útil establecer una relación entre estas dos descripciones. Sea $p(x, t)$ la fluctuación de presión instantánea en una onda sonora en cualquier punto x en el instante t . Es decir, $p(x, t)$ es la cantidad en que la presión difiere de la presión atmosférica normal p_a . La presión absoluta en un punto es entonces $p_a + p(x, t)$.

Se puede demostrar que:

$$p(x, t) = BkA \sin(kx - \omega t)$$

Ecuación 2 - Fluctuación de presión instantánea en una onda sonora.

Donde B es, por definición, la fluctuación de presión mediante el módulo de volumen:

$$B = \frac{-p(x,t)}{\frac{dV}{V}}$$

La Figura 3 muestra $y(x, t)$ y $p(x, t)$ para una onda senoidal en $t=0$. También muestra cómo partículas individuales de la onda se desplazan en ese instante. Si bien $y(x, t)$ y $p(x, t)$ describen la misma onda, estas funciones están desfasadas un cuarto de ciclo; en un instante dado, el desplazamiento es máximo donde la fluctuación de presión es cero, y viceversa. En particular, las compresiones (puntos de máxima presión y densidad) y las expansiones (puntos de mínima presión y densidad) son puntos de cero desplazamiento. [1]

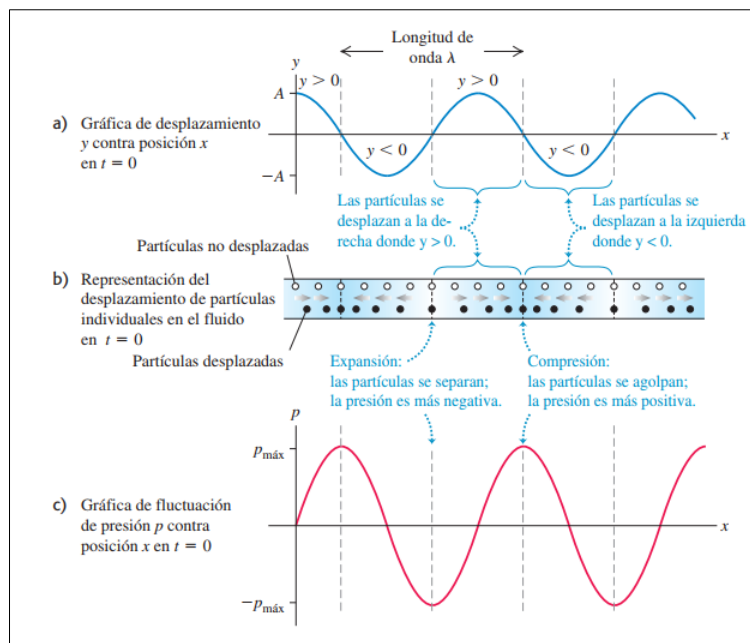


Figura 3 - Tres formas de describir una onda sonora.³

³ Imagen obtenida de Sears-Zemansky. Física Universitaria volumen 1. 12ª Edición. México, 2009.

Percepción del sonido

Las características físicas de una onda sonora tienen una relación directa con la percepción de ese sonido por un receptor. A una frecuencia dada, cuanto mayor sea la amplitud de presión de una onda sonora senoidal, mayor será la intensidad del sonido, así que mayor será el volumen percibido. La relación entre amplitud de presión y volumen no es sencilla, y varía de una persona a otra. Un factor importante es que el oído no es igualmente sensible a todas las frecuencias de la gama audible. Un sonido de cierta frecuencia puede parecer más fuerte que otro con igual amplitud de presión pero distinta frecuencia. A 1000 Hz, la amplitud de presión mínima perceptible con oído normal es de aproximadamente 3×10^{-5} Pa; para producir el mismo volumen a 200 Hz o 15000 Hz, se requiere cerca de 3×10^{-4} Pa. El volumen percibido también depende de la salud del oído.

La frecuencia de una onda sonora es el factor primordial que determina el tono de un sonido, la cualidad que nos permite clasificarlo como “agudo” o “grave”. Cuanta más alta sea la frecuencia de un sonido (dentro de la gama audible), más agudo será el tono percibido.

Los sonidos musicales tienen funciones de onda más complicadas que una simple función seno. Dos tonos producidos por diferentes instrumentos podrían tener la misma frecuencia fundamental (y por lo tanto el mismo tono), pero sonar distinto por la presencia de diferentes cantidades de los diversos armónicos. La diferencia se llama color de tono, calidad o timbre, y a menudo se describe con términos subjetivos como delgado, dorado, redondo, suave y débil. El mismo principio puede aplicarse a la voz humana, que es otro ejemplo de instrumento de viento; las vocales “a” y “e” suenan diferentes por diferencias en su contenido armónico

A diferencia de los tonos creados por instrumentos musicales o las vocales del habla humana, el ruido es una combinación de todas las frecuencias, no sólo las que son múltiplos enteros de una fundamental. (Un caso extremo es el “ruido blanco”, que contiene cantidades iguales de todas las frecuencias de la gama audible.) Como ejemplos están el sonido del viento y el siseo que hacemos al pronunciar la consonante “s”. [1]

Nivel de sonoridad

Las ondas sonoras viajeras transfieren energía de una región del espacio a otra. Una forma de describir la energía transportada por un sonido es con la intensidad de la onda I , que es igual a la rapidez media con que la onda transporta energía, por unidad de área, a través de una superficie perpendicular a la dirección de propagación.

Dado que el oído es sensible a una amplia gama de intensidades, suele usarse una escala de intensidad logarítmica. El nivel de intensidad de sonido η de una onda sonora está definido por la Ecuación 3:

$$\eta = (10 \text{ dB}) \log \frac{I}{I_0}$$

Ecuación 3 – Nivel de intensidad sonora.

En la Ecuación 3, I_0 es una intensidad de referencia que se toma como 10^{-12} W/m², aproximadamente el umbral de la audición humana a 1000 Hz. Los niveles de intensidad de sonido se expresan en decibeles (dB).

Si la intensidad de una onda sonora es igual a I_0 , su nivel de intensidad de sonido es de 0 dB. Una intensidad de 1 W/m^2 corresponde a 120 dB. La Tabla 1 da los niveles de intensidad de sonido en dB de varios sonidos comunes.

Fuente o descripción del sonido	Nivel de intensidad del sonido, β (dB)	Intensidad, I (W/m^2)
Avión militar a reacción a 30 m	140	10^2
Umbral del dolor	120	1
Remachador	95	3.2×10^{-3}
Tren elevado	90	10^{-3}
Tráfico urbano intenso	70	10^{-5}
Conversación ordinaria	65	3.2×10^{-6}
Automóvil silencioso	50	10^{-7}
Radio con volumen bajo en el hogar	40	10^{-8}
Murmullo normal	20	10^{-10}
Susurro de hojas	10	10^{-11}
Umbral del oído a 1000 Hz	0	10^{-12}

Tabla 1 - Niveles de intensidad de sonido de diversas fuentes (valores representativos)⁴

Dado que el oído no es igualmente sensible a todas las frecuencias de la gama audible, algunos medidores de nivel de sonido ponderan de manera desigual las diversas frecuencias. Un esquema de ese tipo da pie a la llamada escala dBA, la cual otorga menos importancia a las frecuencias bajas y muy altas, donde el oído es menos sensible. [1]

Oído

Estructura del oído

El oído es un órgano conformado de tres partes:

- Oído externo
- Oído medio
- Oído interno

Las dos primeras partes (oído externo y oído medio) son las encargadas de recibir las ondas sonoras para conducir las al oído interno y excitar allí a los receptores de origen del nervio auditivo.

El oído externo comprende dos partes: el pabellón auricular y el conducto auditivo externo. Por su parte, el oído medio está formado por un conjunto de cavidades llenas de aire: la caja del tímpano conformada por tres huesecillos (martillo, yunque y estribo), y la trompa de Eustaquio íntimamente relacionada con las vías aéreas superiores.

El oído interno está comprendido por dos laberintos, el óseo y el membranoso. De este último nacen las vías nerviosas acústicas y vestibulares. Las cavidades de este laberinto están llenas de líquido endóctico (endolinfa y perilinfa), que al movilizar las distintas membranas estimulan las células ciliadas internas y externas. El laberinto consta de tres partes: el vestíbulo, los conductos semicirculares y el caracol.

⁴ Tabla obtenida de Sears-Zemansky. Física Universitaria volumen 1. 12ª Edición. México, 2009.

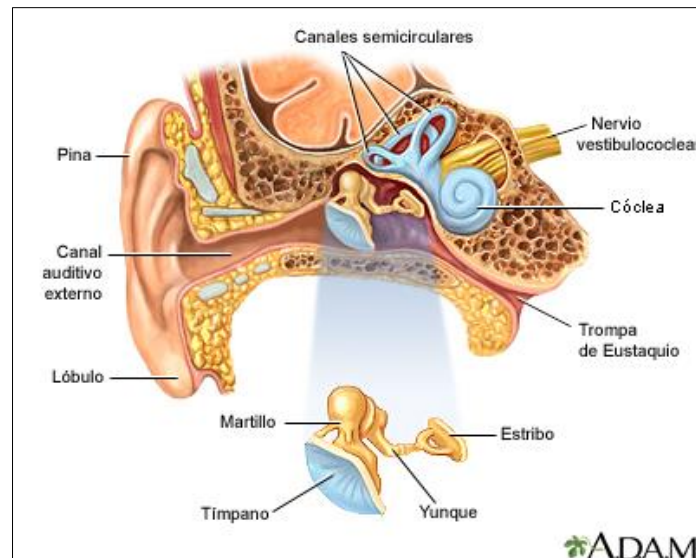


Figura 4 - Estructura del oído.⁵

El oído externo está separado del oído medio por una estructura en forma de disco llamada membrana timpánica. El pabellón auricular se une a la cabeza mediante la piel y se compone principalmente de cartílago, su función es ayudar a reunir las ondas sonoras y hacerlas pasar por el canal auditivo externo. Éste mide aproximadamente 2,5 cm y termina en la membrana timpánica. La piel del conducto tiene glándulas especializadas que secretan una sustancia cerosa amarillenta, el cerumen.

El oído medio se encuentra excavado en el hueso temporal (hueso bilateral de la base del cráneo), en la denominada caja del tímpano. Es una cavidad llena de aire que contiene tres huesecillos: martillo, yunque y estribo, los cuales se mantienen en su sitio y se mueven mediante articulaciones, músculos y ligamentos que ayudan a la transmisión del sonido.

En la pared que separa el oído medio del interno hay dos orificios pequeños, la ventana oval y la redonda. La base del estribo se asienta en la ventana oval, por donde se transmite el sonido al oído interno. La ventana redonda proporciona una salida a las vibraciones sonoras. La trompa de Eustaquio, de aproximadamente 1 mm de ancho y 35 mm de largo conecta el oído medio con la nasofaringe y su función es igualar la presión del oído medio con la de la atmósfera.

El oído interno se encuentra alojado profundamente en el hueso temporal y está formado por una serie de estructuras complejas que se encargan de la audición y el equilibrio del ser humano.

La cóclea y los canales semicirculares constituyen el laberinto óseo. Los tres canales semicirculares (posterior, superior y lateral) intervienen en el equilibrio. La cóclea es un tubo óseo con forma de caracol. El techo de la cóclea está revestido por la membrana vestibular y el suelo por la membrana basilar, en la cual descansa el órgano de Corti que es el responsable de la audición. [2]

⁵ Imagen obtenida de Todd R. Olson. A.D.A.M. Atlas de Anatomía Humana. Ed. Masson, 2002

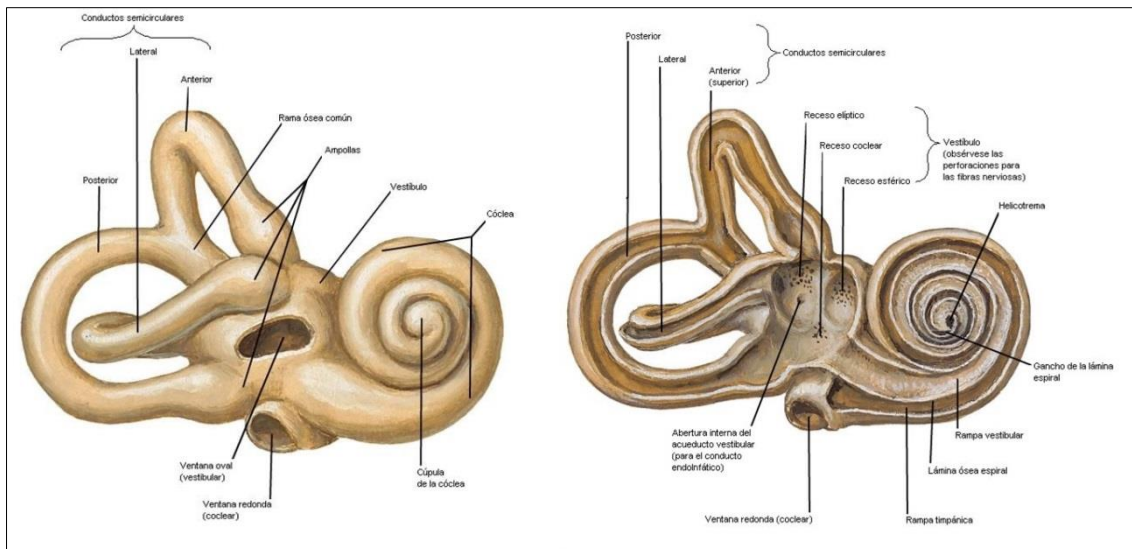


Figura 5 - Estructura del oído interno.⁶

Funcionamiento del oído

El proceso de en la que el sonido estimula al oído humano y envía la sensación sonora a los centros de audición. Este proceso consta de dos partes: la transmisión mecánica del impulso sonoro y la percepción propiamente dicha, que tiene lugar en el oído interno.

El oído externo no reviste demasiada importancia en el hombre, ya que se ha comprobado mediante estudios que el pabellón auricular aumenta solamente la audición en una mínima parte. Los músculos que aquí intervienen están atrofiados y la oreja se encuentra pegada a la cabeza e inmóvil.

El conducto auditivo es de forma sinuosa, impidiendo de esta manera que ingresen partículas extrañas y se proyecten sobre el tímpano. Su forma cilíndrica hace que funcione como un resonador acústico. El tímpano recoge la onda sonora proyectada en su superficie, comportándose de diferente forma según las diferentes frecuencias.

En el oído medio, la cadena de huesecillos toma las vibraciones proyectadas sobre el tímpano y las conduce a la ventana oval (oído interno). Esta cadena está sostenida dentro de la caja timpánica por músculos y ligamentos que le dan la movilidad necesaria para conducir el estímulo sonoro.

La trompa de Eustaquio es el nexo de comunicación de la caja timpánica con la faringe cumpliendo dos funciones: neumática (reviste interés audiológico) y evacuatoria. Cuando existe dentro de la caja menor presión que la del medio ambiente ocurren una serie de fenómenos reflejos que deben equilibrar las presiones ingresando el aire a través de la trompa. Dicho equilibrio es necesario para que la transmisión del sonido por el oído medio sea normal. Si en cambio la presión es mayor que la del medio ambiente, tiene lugar el reflejo de deglución o fenómenos como la tos y el bostezo, permitiendo la contracción de los músculos.

⁶ Imagen obtenida de F. H. Netter Atlas de Anatomía Humana, MD 5° ed. 2011

Es en la cóclea donde ocurre la transformación de energía mecánica en bioeléctrica mediante un fenómeno mecánico-químico-eléctrico que tiene lugar en la membrana basilar. Esta energía bioeléctrica es conducida por el octavo par craneal a los centros nerviosos y de ahí a las localizaciones acústicas de la corteza cerebral, en la cual se integran los sonidos tomando conciencia de la imagen acústica. [2]

La membrana basilar es una membrana fibrosa flexible que corre paralela a la cóclea, a lo largo de la cual distribuye el mecanismo de excitación nerviosa. La membrana basilar se pone en movimiento hidráulicamente mediante la energía acústica acoplada a la cóclea en la ventana oval. La porción de la membrana basilar que es máximamente excitada depende de la frecuencia de la onda sonora estimuladora. Las frecuencias altas producen mayor excitación cerca de la ventana oval, y las frecuencias bajas, cerca del otro extremo (apical) de la espiral.

En la estimulación de las terminaciones nerviosas actúa una estructura compleja de la membrana basilar, conocida como órgano de Corti. Las células pilosas internas y externas son componentes del órgano de Corti, y están implicadas de forma crítica en el proceso de estimulación nerviosa. [3]

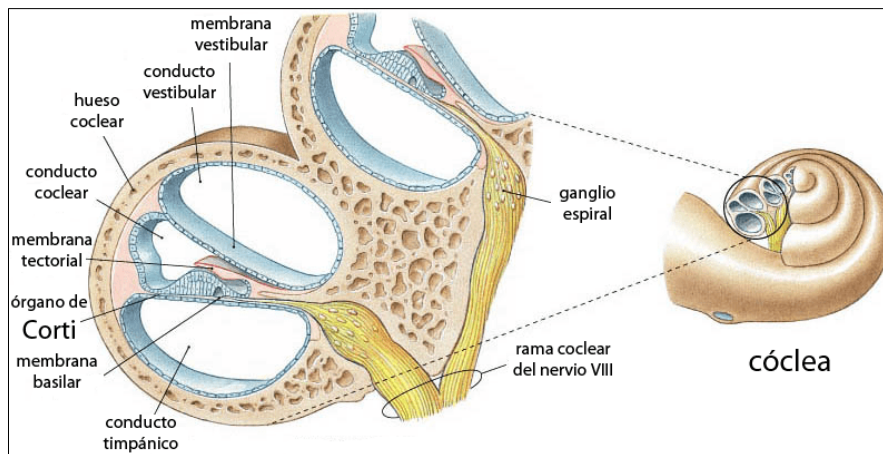


Figura 6 - Localización del órgano de Corti en la cóclea. ⁷

Se denomina conducción ósea a la transmisión de la energía acústica hacia el oído interno a través de vías que implican a los huesos craneales. Por ejemplo, oímos en parte nuestra propia voz debido a la conducción ósea. Los huesos craneales pueden excitarse mediante el contacto de la cabeza con un cuerpo vibrante o mediante el «choque» con la cabeza de un campo sonoro aéreo. Además de que el sonido excita directamente el cráneo, las vibraciones inducidas en otras partes del cuerpo pueden ser conducidas a la cabeza mediante los tejidos corporales y la estructura ósea.

Si este sonido es suficientemente intenso, la pequeña parte de la energía acústica aérea convertida en vibración transmitida por vía sólida en la cabeza puede dar como resultado que el sonido se oiga a través de la conducción ósea. En general, el nivel de presión sonora en el aire debe ser de aproximadamente 60 dB o más por encima del umbral de conducción aérea para oírse mediante la conducción ósea. [4]

⁷ Imagen obtenida de <https://curiosoando.com>

Umbral auditivo

Es la presión mínima que el oído puede detectar. La experiencia confirma que ese umbral varía con la frecuencia y con el individuo. Por tanto, para establecer dicho umbral se normaliza con experiencias idénticas en jóvenes entre los 18 y 25 años con una señal de referencia de 1 Khz dando como resultado una curva de respuesta audible. [2]

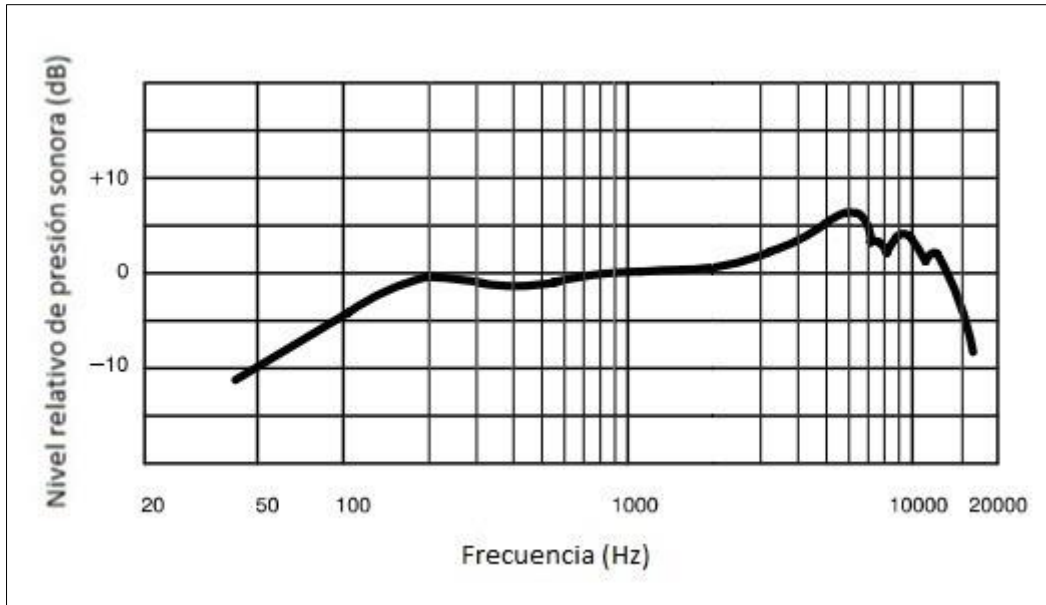


Figura 7 – Curva de respuesta audible.

El nivel de audición es el número de dB en que el umbral de audición de un sujeto supera la referencia cero del audiómetro (es decir, por encima de un nivel de audición de 0 dB) para esa frecuencia. Por ejemplo, si una persona precisa 40 dB por encima del nivel de presión sonora habitual para oír un tono de 1000 Hz, el umbral medido con el audiómetro será un nivel de audición de 40 dB. Para los adultos, un nivel de audición dentro del rango -10 dB y 20 dB se considera dentro de los límites normales. [4]

Enmascaramiento

Una característica importante de un sonido es su propiedad de interferir, enmascarar, la audición de otro sonido. El enmascaramiento es el proceso mediante el cual el umbral de audibilidad de un sonido, la señal, se eleva en presencia de otro sonido (enmascarador). Se denomina umbral enmascarado al umbral elevado. La medida cuantitativa del enmascaramiento es el número de dB en que el umbral se eleva.

La magnitud del enmascaramiento depende de varias propiedades físicas de la señal y del sonido enmascarador: su espectro, sus niveles de presión sonora y tiempos relativos de llegada. En la situación de enmascaramiento que se encuentra habitualmente, ambos sonidos ocurren simultáneamente, son relativamente estables y alcanzan el oído u oídos de forma normal. En este caso, los efectos de enmascaramiento son estables y reproducibles y pueden predecirse con bastante precisión sobre la base de las propiedades físicas conocidas de los dos sonidos. [3]

Pérdida auditiva

A partir de los 15 dB de pérdida auditiva, se considera que hay hipoacusia con repercusión en el lenguaje. A continuación se puede considerar, a saber:

Audición	Nomenclatura diagnóstica	Subtipo según la topografía de la lesión	
Aumento de la sensibilidad	Hiperacusia		
Normalidad	Normoacusia		
Disminución auditiva	Hipoacusia	Afección en audición periférica	Hipoacusia conductiva
			Neurosensorial o coclear
			Mixta
		Afección en audición central	Hipoacusias retrococleares
			Hipoacusias centrales
			Agnosias auditivas
Falta de audición	Anacusia o cofosis		

Tabla 2 – Nomenclatura diagnóstica.⁸

Mencionamos la normoacusia a la modalidad de oír sin deficiencias sobreagregadas y sin dificultades en el procesamiento e integración de la información sonora recibida. Se denomina Hiperacusia cuando hay una sensación de volumen intenso ante sonidos de volumen normal. Se produce por una hipersensibilidad a la intensidad del sonido y, en general, puede incluso presentarse en personas de audición normal o con parámetros audiométricos normales. Describe un nivel elevado de sensibilidad a los sonidos.

La audición puede medirse y analizarse desde distintos enfoques. Uno de ellos puede ser el enfoque topográfico de la lesión que genera el déficit auditivo y los procesos que involucran en ese déficit.

La hipoacusia, por su parte, revela una disminución de la audición. Al considerarla, se la puede clasificar desde distintos parámetros. Bajo apreciaciones espontáneas uno de los parámetros es si la hipoacusia es unilateral o bilateral, entendiéndose si afecta a uno o a ambos oídos. Otro parámetro surge si el cuadro afecta a los dos oídos, es decir es bilateral, donde la apreciación es clasificarla según sea simétrica o asimétrica en la manera de evidenciar el déficit en cada lado afectado. Por último se puede clasificar en función del grado de pérdida auditiva. [5]

Las hipoacusias periféricas de conducción son aquellas en las cuales se produce una interrupción de cualquier naturaleza en la transmisión del sonido entre el pabellón auricular y el oído interno. Dicha interrupción genera que las vibraciones sonoras se vean imposibilitadas de estimular debidamente la cóclea (que no presenta alteraciones) por la vía aérea normal.

⁸ Tabla obtenida de S. Serra; L. Baydas; M. Brizuela; E. Soria; B. Curtó; J. P. Nieva. Manual de audiología en fonoaudiología. UNC, Argentina.

Estas pérdidas se caracterizan por una disminución de la percepción del sonido transportado por el aire, en tanto que las vibraciones sonoras alcanzan normalmente el oído interno a través del hueso temporal y demás huesos craneanos. La mayoría de los trastornos de conducción se corrigen mediante tratamiento médico o intervención quirúrgica. Las hipoacusias conductivas pueden ser: masa, fricción o rigidez.

Las hipoacusias periféricas de tipo neurosensorial se dividen en cocleares (aquellas en las que el daño se encuentra en el órgano sensorial terminal o las células ciliadas cocleares) y retrococleares (el daño se aloja en el nervio periférico). En estas hipoacusias, los umbrales de percepción aérea y de conducción ósea son casi idénticos.

Las hipoacusias mixtas son aquellas que presentan en forma simultánea un componente neurosensorial y los efectos de un obstáculo en la transmisión aérea.

Las hipoacusias centrales son los trastornos que no van acompañados necesariamente de una reducción del grado de sensibilidad auditiva, sino que tienden a manifestarse, en medida variable, como una disminución en la comprensión de lo escuchado.

El reclutamiento es el fenómeno por el cual el órgano de Corti enfermo puede distinguir pequeñas diferencias de intensidad sonora mejor que uno sano. [6]

Audiometría

Reseña histórica

La audiometría tonal se desarrolló a partir del principio básico de los diapasones (acumetría) introducido hace más de cien años. Estas pruebas tienen los nombres de sus descubridores: Weber (1834), Rinne (1855) y Swchabach (1885). Aplicando estas tres pruebas, el examinador puede determinar si existe una pérdida de la audición por vía ósea o si se trata de una hipoacusia unilateral, y acercarse al conocimiento del tipo de pérdida: conductiva o perceptiva.

Si bien las pruebas mencionadas aún se siguen utilizando, se sabe que existe riesgo de error en sus resultados. La situación cambió con la aparición de los equipos para medir la audición en intensidades, en función de las frecuencias: el audiómetro. Esto permitió que la audiometría se transformara en la prueba más usada para buscar los umbrales tonales aéreos y óseos, y a partir de ellos, el movimiento de la curva y la relación entre la vía aérea y la vía ósea. Esto permite obtener los valores de audición del paciente. [6]

Las respuestas obtenidas con los audiómetros permiten:

- Conocer el umbral de audición, entendiendo como tal el mínimo nivel auditivo en el que se observa una respuesta a los estímulos en más del 50% de las veces. Se expresa cuantitativamente en dB. Como consecuencia, se valora la audición en normal o hipoacusia: leve, moderada, severa o profunda y cofosis.
- Topodiagnóstico, localizando el origen de la pérdida si existe y clasificándola en: transmisiva, neurosensorial o mixta.
- Orientación terapéutica: consejo médico, quirúrgico y/o protésico.
- Valoración evolutiva.
- Peritajes médico-legales. [7]

La invención del audiómetro está atribuida a Alexander Graham Bell en 1876. En el editorial de la revista "Deaf-Mute Journal" publicado el 9 de octubre de 1884 se muestra el interés de Bell por desarrollar instrumentos que permitan ayudar a diagnosticar los problemas de sordera parcial o total. En un artículo posterior de 1 de mayo de 1885 se indica que Bell ha presentado resultados de los ensayos realizados con su audiómetro a más de setecientos pacientes descubriendo que el 10% sufría problemas de sordera. El equipo descrito en el artículo consiste en dos bobinas que están separadas una distancia que se puede graduar con una escala. A una de las bobinas se conecta un dial que genera una corriente alterna y a la otra bobina se conecta un teléfono. El nivel de audición se controlaba con la distancia entre las dos bobinas.

El siguiente hito importante en el desarrollo de los audiómetros, se produce a finales de los años 20 cuando la compañía Western Electric (posteriormente se uniría a la compañía Bell) comercializa el primer audiómetro denominado 2.A. Éste fue patentado a nombre de Harvey Fletcher (autor de las principales publicaciones y tratados sobre psicoacústica) y con él, éste investigador y otros empezaron a realizar importantes estudios audiométricos. En 1933 Sivian y White publican un estudio sobre el umbral mínimo de audición de las personas. En 1937 se funda en Minnesota la compañía MAICO (Medical Acoustic Instrument Company), quien diseñó el primer instrumento capaz de entregar el nivel de referencia con objeto de realizar medidas precisas de las pérdidas auditivas. En 1938 Beasley publica datos sobre medidas de los valores de los umbrales de audición de las personas jóvenes que permitirían publicar en 1951 el primer estándar de niveles de referencia por el ANSI. En 1939 Bunch publica un estudio que relaciona la exposición al ruido con las pérdidas que se producen en alta frecuencia.

En 1946 Bekesy (premio Nobel en 1961 por sus estudios en psicoacústica), desarrolla y evalúa un audiómetro adaptable con capacidad de registro, conocido desde entonces como audiómetro tipo Bekesy. Éste es un audiómetro que genera tonos puros, semiautomático, que se utiliza para eliminar la intervención del operador (audiometrista) en la realización del ensayo. El tono que se genera tiene una amplitud que se controla automáticamente por el paciente al igual que los saltos de frecuencia. Los resultados se visualizan en un gráfico denominado audiograma. En 1950 Charles Holland funda la compañía Amplifon, dedicada al diseño de instrumentos de ayuda a la audición, que comercializa a través de Ampliad su primer audiómetro en 1969.

En 1967 se funda la compañía Interacoustics en Dinamarca y en EEUU para especializarse en equipamiento para tratamiento de la sordera como amplificadores y unidades de visualización. En 1969 Interacoustics introduce su primer audiómetro, el AD5, con capacidad de enmascaramiento. En 1970 se funda Frye Electronics como empresa dedicada a la fabricación de equipos de test de ayudas auditivas y de audiómetros.

Actualmente existen varias compañías que distribuyen comercialmente audiómetros, como Interacosutic, Damplex, Amplifon, Frye Electronics, Gradson &Standler y MAICO. [8]

Tipos de audiometría

Un audiómetro es un instrumento que permite realizar los ensayos que conllevan a la obtención del umbral de audición, utilizando los procedimientos definidos en la normativa internacional y basándose en el uso de transductores electroacústicos normalizados. [9]

Un audiómetro está compuesto, básicamente, por los elementos que se representan en la Figura 8.

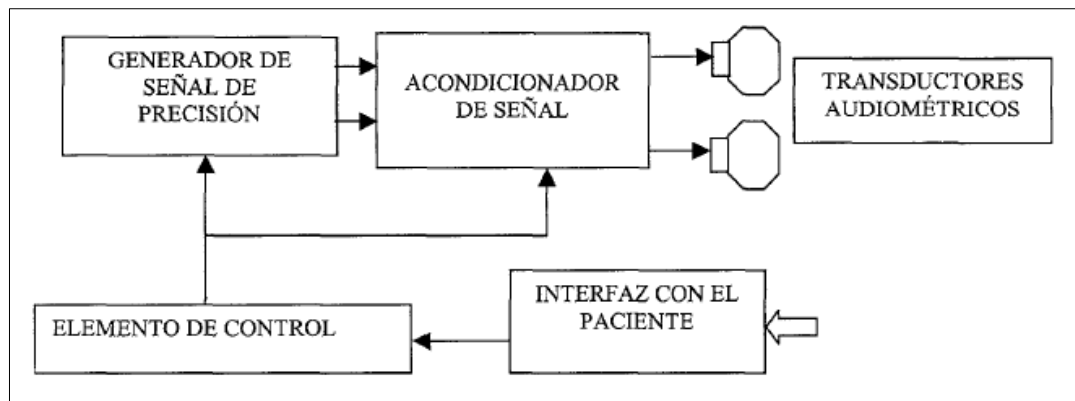


Figura 8 – Elementos del audiómetro.

La misión del generador de señal de precisión consiste en generar tonos puros, ruidos y señales especiales a las cuales se les varía la frecuencia y se les controla la amplitud con precisión. Los parámetros de frecuencia y tipo de señal a generar son fijados por un elemento de control que generalmente consiste en un microprocesador o un DSP (Procesador Digital de Señales). El acondicionador de señal se encarga de acondicionar en amplitud la señal entregada por el generador adaptando los niveles de corriente a las exigencias de los transductores audiométricos que presentan impedancias de nivel reducido (4 a 40 Ω). Los transductores que habitualmente se utilizan en audiometría son auriculares para diagnosticar la vía aérea, y vibradores óseos para diagnosticar la vía ósea. [8]

Los tipos de audiometrías más frecuentemente usados son:

- Audiometría de tonos puros o tonal
- Audiometría de alta frecuencia
- Audiometría de Békésy
- Audiometría supraliminar
- Audiometría vocal
- Audiometrías infantiles o condicionadas
- Potenciales evocados auditivos.

Excepto las dos últimas, el resto se realizan en el interior de una cabina audiométrica insonorizada, con 2 tipos de estimulación auditiva: conducción aérea y conducción ósea. En la primera la transmisión sonora es a través del aire y por medio de unos auriculares, y en la segunda se estimula directamente la cóclea con un vibrador situado sobre la apófisis mastoides. La estimulación en ambos casos es por sonidos emitidos en frecuencias de 125 a 18.000 Hz, y en intensidades entre -10 y 110 dB.

La sensación subjetiva de audición del paciente se registra en una gráfica o audiograma, con las frecuencias en el eje de abscisas (Hz) y las intensidades en el eje de ordenadas (dB).

Excepto los potenciales evocados, que son un registro objetivo, en el resto de pruebas se necesita la colaboración del paciente. [7]

La normativa internacional clasifica los audiómetros en tres grandes grupos:

- Audiómetros de tonos puros: Equipos que generan como estímulos señales sinusoidales de frecuencia fija y baja distorsión en los que los niveles de amplitud se pueden controlar. Estos equipos se suelen manejar manualmente, aunque habitualmente disponen de modos automáticos de funcionamiento, es decir, sin intervención del audiómetrista.
- Audiómetros de tonos puros de alta frecuencia: Idénticos a los anteriores pero con el rango de trabajo ampliado hasta 16 KHz. La tendencia actual es unificar en los audiómetros de tono puros normales la extensión a alta frecuencia.
- Audiómetros de Békésy o audiómetros de registro automático: Audiómetros en los que la frecuencia y el nivel de la señal cambian de forma semiautomática según lo indica el paciente. [8]

Transductores utilizados en audiometría

En audiometría se utilizan los siguientes transductores:

- Auriculares supraaurales: Son los transductores más utilizados que permiten realizar audiometrías hasta 8 KHz.
- Auriculares circumaurales: Mejoran la respuesta de los anteriores permitiendo realizar audiometrías hasta 16 KHz. Además, mejoran el aislamiento del ruido exterior permitiéndose incluso la posibilidad de realizar el ensayo audiométrico sin necesidad de cámara de ensayo.
- Auriculares de inserción o intraaurales: Permiten realizar audiometrías hasta 8 KHz pudiendo realizarse ensayos sin necesidad de utilizar enmascaramiento.
- Vibradores óseos: Permiten realizar las audiometrías de conducción ósea.
- Altavoces: Se utilizan para la realización de audiometrías aéreas.

Los transductores están caracterizados por los siguientes parámetros:

- Impedancia nominal: impedancia eléctrica que presenta el transductor a la frecuencia de excitación de 1 KHz. Los transductores tienen impedancias típicas de 5, 10, 40, 50, 100 y 300 Ω .
- Potencia nominal: potencia eléctrica que hay que aplicarle al transductor para que a la frecuencia de 1 KHz genere un nivel de salida en presión sonora o fuerza determinado. A éste nivel el fabricante le llama sensibilidad.
- Sensibilidad en función de la frecuencia: el transductor presenta variaciones en la sensibilidad con respecto de la frecuencia. Los datos concretos de éste parámetro hay que obtenerlos de la curva de calibración de los transductores, si el fabricante la proporciona. En éste sentido los fabricantes suelen incluir una gráfica de variación en la hoja de características para un modelo patrón ensayado en condiciones de referencia.
- Niveles de referencia: Para un auricular y un vibrador las normas internacionales fijan cuáles son los niveles de referencia en presión (RETSPL) y en fuerza (RETFN) respectivamente. Estos niveles están medidos con un oído artificial o acoplador acústico determinado. [8]

Normativa

La normativa que regula las prestaciones y utilización que los audiómetros de todo tipo deben cumplir, ha sido realizada por los organismos de normalización ANSI, ISO e IEC, a nivel Internacional. En la Tabla 3 se muestran las normas publicadas por ANSI e IEC.

La norma ANSI especifica todos los tipos de audiómetros y las normas IEC especifican cada una de las familias de audiómetros disponibles, no existiendo entre ellas características que las diferencien.

Norma	Objeto
ANSI S3.6	Especificación de todo tipo de audiómetros.
IEC 60645-1	Especificación de audiómetros de tonos puros.
IEC 60645-2	Especificación de audiómetros de palabra.
IEC 60645-3	Señales de corta duración para ensayos auditivos con fines audiométricos y otoneurológicos.
IEC 60645-4	Equipos para la audiometría extendida al dominio de la alta frecuencia.

Tabla 3 – Normativa internacional de audiómetros.⁹

La Tabla 4 muestra las normas vigentes por CENELEC y que son estándar en el ámbito Europeo y, por último, la Tabla 5 muestra las normas publicadas por AENOR.

Norma	Objeto
EN 60645-1	Audiómetros-Parte 1: Audiómetros de tonos puros.
EN 60645-2	Audiómetros-Parte 2: Equipamiento para audiometría vocal.
EN 60645-3	Audiómetros-Parte 3: Señales de corta duración para ensayos auditivos con fines audiométricos y otoneurológicos.
EN 60645-4	Equipos para la audiometría extendida al dominio de la alta frecuencia.

Tabla 4 – Normativa de audiómetros de CENELEC.⁹

Norma	Objeto
UNE-EN 60645-1	Audiómetros-Parte 1: Audiómetros de tonos puros.
UNE-EN 60645-1	Audiómetros-Parte 2: Equipamiento para audiometría vocal.
UNE-EN 60645-1	Audiómetros-Parte 3: Señales de corta duración para ensayos auditivos con fines audiométricos y otoneurológicos.
UNE-EN 60645-1	Equipos para la audiometría extendida al dominio de la alta frecuencia.

Tabla 5 – Normativa publicada por AENOR.⁹

Existe otro conjunto de normas adicionales que no están directamente relacionadas con la construcción de equipos audiométricos, sino con aspectos relacionados con su calibración, así como los procedimientos de ensayo que se realizan con éstos. La Tabla 6 muestra la relación de estas normas.

⁹ Tablas obtenidas de M. Ruiz González. Aplicación de las nuevas tecnologías en audiómetros de tonos puros de altas prestaciones. Universidad Politécnica de Madrid, España 2002.

Norma	Objeto
IEC 60318-1 UNE-EN-60318-1	Simulador de la cabeza humana y del oído. Parte 1: Oído artificial para la calibración de auriculares supraaurales.
IEC 60318-2 UNE-EN-60318-2	Simulador de la cabeza humana y del oído. Parte 2: Acoplador acústico interno para la calibración de auriculares en el rango de frecuencia extendida.
IEC 60318-3 UNE-EN-60318-3	Simulador de la cabeza humana y del oído. Parte 3: Acoplador acústico para la calibración de auriculares supraaurales usados en audiometría.
IEC 60318-4	Simulador de oído ocluido para la medida de auriculares acoplados al oído por inserción en éste.
IEC 60318-5	Acoplador de referencia para la medida de ayudas auditivas utilizando auriculares acoplados al oído por inserción en éste.
IEC-60373	Acoplador mecánico para la medida de vibradores óseos.
ISO 389-1 UNE-EN-ISO 389-1	Cero de referencia para la calibración de equipos audiométricos. Parte 1: Niveles de referencia equivalentes de presión acústica liminar para auriculares de tonos puros y supraaurales.
ISO 389-2 UNE-EN-ISO 389-2	Cero de referencia para la calibración de equipos audiométricos. Parte 2: Niveles de referencia equivalentes de presión acústica umbral para tonos puros y auriculares insertados.
ISO 389-3 UNE-EN-ISO 389-3	Cero de referencia para la calibración de equipos audiométricos. Parte 3: Niveles de referencia equivalentes de fuerza umbral para vibradores de tonos puros y vibradores óseos.
ISO 389-4 UNE-EN-ISO 389-4	Cero de referencia para la calibración de equipos audiométricos. Parte 4: Niveles de referencia para ruidos de enmascaramiento de banda estrecha.
ISO 389-5 UNE-EN-ISO 389-5	Cero de referencia para la calibración de equipos audiométricos. Parte 5: Niveles de referencia equivalentes de presión acústica umbral para tonos puros en el intervalo de frecuencias de 8KHz a 16KHz.
ISO 389-7 UNE-EN-ISO 389-7	Cero de referencia para la calibración de equipos audiométricos. Parte 7: Umbral de audición de referencia bajo condiciones de escucha de campo libre y campo difuso.
ISO 8253-1 UNE-EN-ISO 8253-1	Métodos de test audiométrico. Parte 1: Audiometría aérea y ósea de tonos puros.
ISO 8253-2 UNE-EN-ISO 8253-2	Métodos de test audiométrico. Parte 2: Audiometría de campo sonoro con tonos puros y señales de banda estrecha.
ISO 8253-3 UNE-EN-ISO 8253-3	Métodos de test audiométrico. Parte 3: Logoaudiometría
ISO 6189	Audiometría de tonos puros para conservación de la audición.

Tabla 6 – Normativa relacionada con la calibración y la utilización de audiómetros.¹⁰

La norma que mejor especifica los puntos a tener en cuenta para la realización del audiómetro es la ANSI S3.6, ya que recoge los tres tipos de audiómetros indicados anteriormente. Por éste motivo se va a proceder a describir los contenidos fundamentales de la norma ANSI S3.6, ampliando en algunos puntos con los cambios introducidos por la norma IEC del año 2001.

La norma especifica cinco tipos de audiómetros de tonos puros que se designan como Tipo 1 a Tipo 5, tres tipos de audiómetros para logoaudiometrías, denominados A, B y C, y una ampliación para ensayos audiométricos de frecuencia extendida designada como HF.

¹⁰ Tabla obtenida de M. Ruiz González. Aplicación de las nuevas tecnologías en audiómetros de tonos puros de altas prestaciones. Universidad Politécnica de Madrid, España 2002.

Las características obligatorias que deben incluir los de audiómetros de tonos puros en función del tipo se indican en la Tabla 7.

Características	Audiómetros de Tonos Puros					Frecuencia extendida
	Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3	Tipo 4	Tipo 5	
Conducción aérea: - Dos auriculares - Auricular de inserción - Altavoces	*	*	*	*		*
Conducción ósea	*	*	*			
Enmascaramiento: - Ruido de Banda Estrecha - Ruido de Banda Estrecha u otro - Ruido de Banda Ancha	*	*	*			
Aplicación de enmascaramiento: - Auricular contralateral - Auricular ipsilateral - Vibrador óseo - Altavoz	*	*	*			
Interruptor de tono: - Presentación/interrupción de tono - Tono pulsado	*	*	*	*	*	
Tono de referencia: - Presentación alterna - Presentación simultánea	*	*				
Sistema de respuesta del sujeto	*	*	*	*		
Salida de señal eléctrica auxiliar	*	*				
Entrada para señales externas	*	*				
Niveles de audición y frecuencias de ensayo						
Indicador de señal	*	*				
Supervisión audible de la señal de ensayo	*					
Comunicación entre el operador y el sujeto	*					

Tabla 7 – Requisitos de audiómetros de tonos puros.¹¹

Por el contrario la norma IEC 60645-1 especifica 4 tipos de audiómetros a los que, además, asigna una denominación asociada a su capacidad de diagnóstico concreta. Las características de éstos se presentan en la Tabla 8.

¹¹ Tabla obtenida de M. Ruiz González. Aplicación de las nuevas tecnologías en audiómetros de tonos puros de altas prestaciones. Universidad Politécnica de Madrid, España 2002.

Características	Audiómetros de Tonos Puros			
	Tipo 1 Clínico Avanzado Investigación	Tipo 2 Clínico	Tipo 3 Diagnóstico Básico	Tipo 4 Monitorización o screening
Conducción aérea: - Dos auriculares - Auricular de inserción	*	*	*	*
Conducción ósea	*	*	*	
Enmascaramiento: - Ruido de Banda Estrecha	*	*	*	
Aplicación de enmascaramiento: - Auricular contralateral - Auricular ipsilateral - Vibrador óseo	*	*	*	
Interruptor de tono: - Presentación/interrupción de tono - Tono pulsado	*	*	*	*
Tono de referencia: - Presentación alterna - Presentación simultánea	*	*		
Sistema de respuesta del sujeto	*	*	*	*
Salida de señal eléctrica auxiliar	*	*		
Entrada para señales externas	*	*		
Niveles de audición y frecuencias de ensayo	*	*	*	*
Indicador de señal	*	*		
Supervisión audible de la señal de ensayo	*			
Comunicación entre el operador y el sujeto	*			

Tabla 8 – Características de los audiómetros según la IEC-60645-1 Ed. 2001¹²

La precisión de las frecuencias generadas por el audiómetro se debe ajustar a los valores indicados en la Tabla 9.

	Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3 y 4	Tipo 5
Precisión ANSI S3.6	± 1%	± 2%	± 3%	± 3%
Precisión IEC 60645-1	± 1%	± 1%	± 2%	

Tabla 9 – Precisión de la frecuencia de la señal generada.¹²

Un audiómetro debe generar obligatoriamente las frecuencias y los niveles de amplitud máximos especificados en la Tabla 10. El nivel mínimo debe ser igual o inferior a $-10 \text{ dB}_{\text{HTL}}$. Hay que resaltar que los valores aéreos indicados son para transductores supraaurales, para los circumaurales y de inserción se aplican 10 dB menos. Los niveles a generar por cada tipo de audiómetro son idénticos en ambas normas.

¹² Tablas obtenidas de M. Ruiz González. Aplicación de las nuevas tecnologías en audiómetros de tonos puros de altas prestaciones. Universidad Politécnica de Madrid, España 2002.

Frecuencia (Hz)	Tipo 1 (dB _{HTL})		Tipo 2 (dB _{HTL})		Tipo 3 (dB _{HTL})		Tipo 4 (dB _{HTL})	Tipo 5 (dB _{HTL})
	Aérea	Ósea	Aérea	Ósea	Aérea	Ósea	Aérea	Aérea
125	70		60					Opcional
250	90	45	80	45	70	35		
500	120	60	110	60	100	50	70	
750	120	60						
1.000	120	70	110	70	100	60	70	
1.500	120	70	110	70				
2.000	120	70	110	70	100	60	70	
3.000	120	70	110	70	100	60	70	
4.000	120	60	110	60	100	50	70	
6.000	110	50	100		90		70	
8.000	100				80			

Tabla 10 – Frecuencias y niveles máximos para audiómetros en dB_{HTL}¹³

Además debe tenerse en cuenta la calidad de la pureza espectral de los tonos puros generados. La norma especifica los valores de la distorsión armónica total que debe presentar el equipo, los cuales son: 2,5% para la conducción aérea y 5,5% para la conducción ósea. Esta medida debe realizarse utilizando un oído artificial normalizado (conducción aérea) y un mastoides artificial normalizado (vía ósea).

En los audiómetros aparece la posibilidad de realizar ensayos con enmascaramiento para las vías aéreas y óseas, es decir, al paciente se le aplican señales compuestas por un tono puro y patrones de ruido con unas propiedades determinadas. Los tipos de señales que habitualmente se utilizan son el ruido blanco o de banda ancha, el ruido de banda estrecha (para ensayos tonales), y el ruido ponderado para ensayos de logaudiometría. Las características de estas señales se muestran en la Tabla 11.

Tipo de Ruido	Características
Banda ancha	Espectro con ± 5 dB de variación con respecto al valor de 1 KHz.
Banda estrecha	Ruido centrado en la frecuencia de ensayo con una distribución espectral que coincida con la respuesta de los filtros especificados en Tabla 13.
Ponderado logaudiometría	Ruido constante entre 100 Hz y 1000 Hz con una caída de 12 dB/octava desde 1.000 Hz hasta 6.000 Hz. La tolerancia es de ± 5 dB

Tabla 11 – Tipos de ruido de enmascaramiento.¹³

Cuando el audiómetro proporciona ruidos de banda estrecha, éstos deben estar centrados geoméricamente en la frecuencia de ensayo. Los límites de las bandas están especificados en la Tabla 12. La respuesta debe caer más de 12 dB/octava y presentar una atenuación mayor de 36 dB, tres octavas antes y después de la frecuencia central de la banda.

En cuanto a la precisión del nivel de señal entregado por el audiómetro, la norma ANSI S3.6 indica que la misma debe ser ± 3 dB en el rango de frecuencia de 125 Hz a 5.000 Hz, y de ± 5 dB desde 6.000 Hz en adelante. Si el audiómetro dispone de la posibilidad de conectar dos salidas a un mismo transductor (suma de señales), la variación introducida en un canal cuando el otro está sin señal no debe ser mayor de ± 1 dB de 125 Hz a 4.000 Hz, y de ± 2 dB desde los 6.000Hz.

¹³ Tablas obtenidas de M. Ruiz González. Aplicación de las nuevas tecnologías en audiómetros de tonos puros de altas prestaciones. Universidad Politécnica de Madrid, España 2002.

Del análisis del párrafo anterior conviene indicar que la palabra precisión no está adecuadamente utilizada en la norma y que en todo momento se está hablando de la tolerancia exigida al nivel que presenta el audiómetro. La norma IEC 60645-1 también utiliza la palabra precisión, aunque se refiere a tolerancia, pero sí indica en un apartado la incertidumbre máxima con la que se debe realizar la medida. La norma IEC 60645-1 también especifica que la tolerancia en transductores aéreos para el rango de 125 Hz a 4 KHz debe ser de ± 3 dB y que para frecuencias superiores debe ser de ± 5 dB. Para transductores óseos indica que la tolerancia debe ser de ± 4 dB en el rango 125Hz a 4 KHz y de ± 5 dB para las frecuencias superiores.

Frecuencia (Hz)	Frecuencias de corte inferiores (Hz)		Frecuencias de corte superiores (Hz)	
	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
125	105	111	140	149
160	136	143	180	190
200	168	178	224	238
250	210	223	281	297
315	265	281	354	375
400	336	356	449	476
500	420	445	561	595
630	530	561	707	749
750	631	668	842	892
800	673	713	898	951
1.000	841	891	1.120	1.190
1.250	1.050	1.110	1.400	1.490
1.500	1.260	1.340	1.680	1.780
1.600	1.350	1.430	1.800	1.900
2.000	1.680	1.780	2.240	2.380
2.500	2.100	2.230	2.810	2.970
3.000	2.520	2.670	3.370	3.570
3.150	2.650	2.810	3.540	3.750
4.000	3.360	3.560	4.490	4.760
5.000	4.200	4.450	5.610	5.950
6.000	5.050	5.350	6.730	7.140
6.300	5.610	5.800	7.070	7.400
8.000	6.730	7.130	8.980	9.510
9.000	7.570	8.020	10.100	10.700
10.000	8.410	8.910	11.220	11.890
11.200	9.420	9.980	12.570	13.320
12.500	10.510	11.140	14.030	14.870
14.000	11.770	12.470	15.710	16.650
16.000	13.450	14.250	17.960	19.030

Tabla 12 – Ruidos de banda estrecha que debe generar un audiómetro.

El audiómetro debe estar dotado de un mando que permita controlar el nivel de señal entregada en pasos de 5 dB correspondiéndose el cero con el RETSPL o el RETFL de cada frecuencia. La linealidad del control de nivel debe cumplir que aplicando un salto no mayor de 5 dB no se debe producir un error de 1 dB o de 3/10 del salto aplicado (el menor de los dos).

Para las señales de enmascaramiento de banda estrecha y de logaudiometría el nivel debe estar calibrado en dB de enmascaramiento efectivo.

Por otra parte, los audiómetros manuales deben estar dotados con un interruptor para la presentación o interrupción del tono de ensayo. El audiómetro debe estar diseñado para que la presentación/eliminación del tono de ensayo no sea detectada por el paciente. Con el interruptor en OFF y el nivel de audición menor o igual a 60 dB la salida de los transductores debe entregar 10 dB por debajo del nivel de referencia. Si el nivel de señal está por encima de 60 dB se debe respetar que la relación señal/ruido es de 70 dB.

Las características del tiempo de subida y bajada de los tonos de ensayo cuando se activa y desactiva la salida se muestran en la Figura 9. Las características más importantes son los tiempos necesarios para aplicar la señal. La Tabla 13 muestra los valores de los tramos indicados en la Figura 9. Además, hay que añadir que se tolera un sobre impulso de 1 dB.

Intervalo	Valor
AC	≤ 200 ms
BC	≥ 20 ms
DH	≤ 200 ms
EG	≥ 20 ms

Tabla 13 - Tiempos de activación/desactivación de la señal.¹⁴

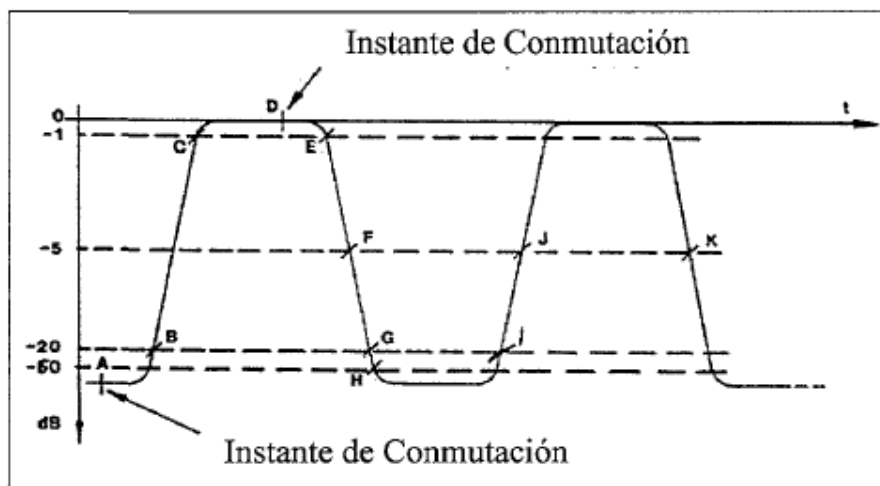


Figura 9 – Envolvente del tono de ensayo cuando se activa/desactiva la señal.¹⁴

¹⁴ Datos obtenidos de M. Ruiz González. Aplicación de las nuevas tecnologías en audiómetros de tonos puros de altas prestaciones. Universidad Politécnica de Madrid, España 2002.

Cuando el audiómetro implementa el modo pulsado, debe disponer de un mando o similar para aplicarlo, se debe generar una señal con una envolvente como la indicada en la Figura 9, con unas características temporales como las indicadas en la Tabla 14.

Intervalo	Valor
BC	> 20 ms y < 50 ms.
EG	> 20 ms y < 50 ms.
CE	Duración no menor de 150 ms.
FJ y JK	225 ms \pm 35 ms
GI	El nivel de señal en éste intervalo debe ser 20 dB menor que en el intervalo CE

Tabla 14 - Tiempos de activación/desactivación de la señal en modo pulsado.

Por su parte, la norma IEC 60318 describe las características que deben poseer los instrumentos denominados simuladores de cabeza y oído artificial que se utilizan para realizar calibraciones y medidas objetivas de calidad sonora. La norma se descompone en tres documentos (IEC 60318-1, IEC 60318-2 e IEC 60318-3) que normalizan las características de los simuladores de oído u oídos artificiales para auriculares supraaurales, las características de los acopladores utilizados para transductores de rango de frecuencia extendida (auriculares circumaurales) y los acopladores utilizados para calibrar auriculares supraaurales. Esta norma especifica una cavidad acústica que incorpora un micrófono patrón que permite medir el nivel de presión sonora que existe en la cavidad.

En cuanto a la norma IEC 60373 describe las características que debe poseer el acoplador mecánico denominado mastoides artificial que se utiliza para caracterizar y calibrar vibradores óseos. La norma especifica la impedancia mecánica que debe presentar el acoplador y la forma en la que el vibrador se debe fijar a este mismo, así como la fuerza que éste debe proporcionar. [8]

Anamnesis o entrevista

Una parte importante para realizar al diagnóstico, es realizar una correcta anamnesis o interrogatorio del paciente, previo a la realización del estudio. Una cuidadosa anamnesis puede significar una presunción diagnóstica bastante acertada en manos expertas, a la vez que brinda datos sugestivos respecto de una presunta etiopatogenia. Básicamente, una anamnesis se puede dividir en:

- Datos personales
- Antecedentes hereditarios y familiares
- Antecedentes personales: prenatales, natales y postnatales. [6]

Existen protocolos para anamnesis infantil y en adultos, que orientan sobre la información a obtener del paciente durante el interrogatorio. Se utilizaron estos protocolos como plantillas en el software, a modo de registrar los datos del paciente, y toda la información pertinente que el fonoaudiólogo considere necesario, antes de la realización de la audiometría.

Audiograma y simbología

El audiograma es la representación gráfica del umbral de audición de una persona, en función de la frecuencia.

Los símbolos audiométricos utilizados para registrar los resultados de la audiometría con umbral de tono puro convencional fueron sugeridos por ASHA (American Speech-Language-Hearing Association), en 1974, luego de una revisión por el Comité de Evaluación Audiológica. Jerger (1976) ha descrito otras opciones en la forma en que los datos audiométricos pueden ser informados en publicaciones académicas. Muchos símbolos audiométricos se usan universalmente, mientras que otros son exclusivos de instalaciones y clínicas particulares. Tal situación podría causar una mala interpretación cuando los datos en forma gráfica se comparten entre las clínicas. Esto es particularmente preocupante porque la representación gráfica es probablemente la forma más común de informar resultados audiométricos de tonos puros.

Se describen las siguientes pautas, cuyo propósito es establecer un conjunto de símbolos y procedimientos para usar en el audiograma

Como se recomienda en ANSI S3.21 “Métodos para la Audiometría con Umbral de Tono Puro Manual”, el audiograma se muestra como una cuadrícula con la frecuencia representada logarítmicamente en la abscisa (en Hz), y el nivel de audición representado en la ordenada (en dB). Una octava en la escala de frecuencia debe ser equivalente en el tramo a 20 dB en la escala del nivel de audición. Las abscisas deben etiquetarse como “Frecuencia en Hertz (Hz)” y las ordenadas como “Nivel de audición en decibeles (dB)”. El nivel de umbral de 0 dB se debe mostrar de manera resaltada para que se destaque de otras líneas de nivel auditivo. El rango en la abscisa debe incluir frecuencias de 125 Hz a 8000 Hz, mientras que el rango en la ordenada debe incluir niveles de -10 dB a 120 dB. Se pueden usar rangos de nivel más amplios. De manera similar, hay casos en que las frecuencias superiores a 8000 Hz pueden ser probadas.

Se recomiendan líneas de cuadrícula de igual oscuridad y grosor a intervalos de frecuencia de octava y en intervalos de 10 dB. Si las líneas de cuadrícula se utilizan para frecuencias intermedias, entonces deberían ser más finas o discontinuas para distinguirlas de las frecuencias de octava.

Se debe reconocer que, si bien las frecuencias de 750, 1.500, 3.000 y 6.000 Hz a menudo se representan y se usan como frecuencias geoméricamente centradas, estas representaciones son técnicamente incorrectas. Los errores son pequeños y probablemente no tengan importancia clínica; sin embargo, los médicos deben ser conscientes de que el promedio aritmético entre frecuencias de octava no representa la verdadera frecuencia de semioctava. Un ejemplo de una forma de audiograma se ilustra en la Figura 10.

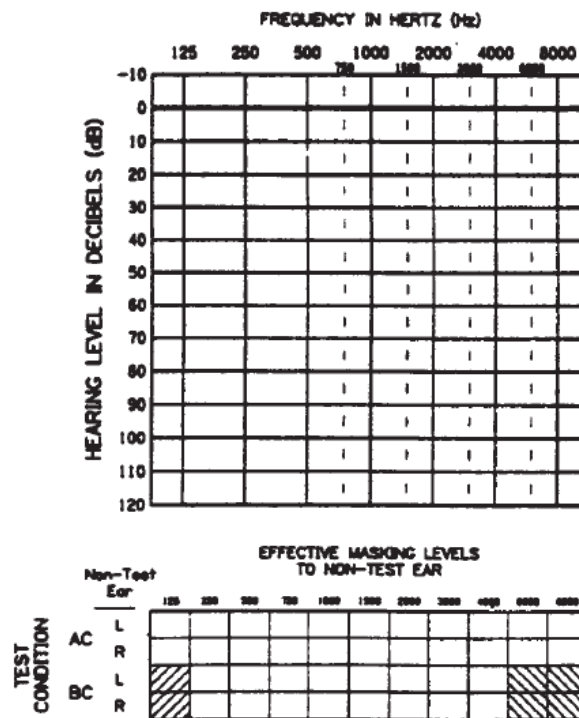


Figura 10 – Ejemplo de audiograma.¹⁵

Recomendaciones específicas sobre el tipo y la cantidad de información adicional que debe incluirse en el audiograma, como la identificación del paciente y del examinador, y los resultados de otras pruebas, no se incluyen en estas pautas, ya que pueden ser especificadas más apropiadamente por clínicas individuales. Además, algunas clínicas pueden elegir representar cada oído en un audiograma separado, mientras que otras pueden preferir informar datos audiométricos para ambos oídos en el mismo gráfico. Tales decisiones también se consideran una cuestión de preferencia y se dejan a la discreción de las clínicas individuales.

Los símbolos audiométricos se muestran en la Tabla 15 y se seleccionaron utilizando los siguientes criterios:

1. Diseño simple, fácil de dibujar y reproducible por xerografía u otros métodos de reproducción
2. Mutuamente excluyente e internamente consistente con otros símbolos en el sistema
3. Capaz de diferenciar, sin recurrir al código de color, las siguientes distinciones:
 - a. oído izquierdo de oído derecho
 - b. conducción aérea de conducción ósea,
 - c. enmascarado de condiciones sin enmascarar
 - d. respuesta de ninguna respuesta
 - e. el transductor (auricular, vibrador, altavoz) utilizado para presentar los estímulos
4. Diseñado para permitir la notación múltiple en un solo nivel en el audiograma.

Los símbolos recomendados se tomaron directamente de los especificados en los estándares apropiados (ANSI S23.21-1978, R-1986, ANSI S3.39-1987).

¹⁵ Imagen obtenida de Audiometric Symbols. Committee on Audiologic Evaluation. ASHA 1989.

MODALITY	EAR		
	LEFT	UNSPECIFIED	RIGHT
AIR CONDUCTION-EARPHONES			
UNMASKED	X		O
MASKED	□		△
BONE CONDUCTION-MASTOID			
UNMASKED	>	↑	<
MASKED]		[
BONE CONDUCTION-FOREHEAD			
UNMASKED		↓	
MASKED	┌		┐
AIR CONDUCTION-SOUND FIELD	*	\$	∅
ACOUSTIC-REFLEX THRESHOLD			
CONTRALATERAL	∪		∪
IPSI LATERAL	└		└

Tabla 15 – Símbolos recomendados para umbrales medidos.¹⁶

Para indicar “sin respuesta” a la salida máxima del audiómetro, se debe unir una flecha a la parte inferior del símbolo apropiado y dibujar hacia abajo y alrededor de un ángulo de 45° hacia la derecha para los símbolos del oído izquierdo y hacia la izquierda para los símbolos del oído derecho. El símbolo de “no respuesta” debe colocarse en el audiograma en el nivel auditivo que representa el límite máximo de salida para frecuencias específicas, transductores y audiómetros. Cada uno de los símbolos de “no respuesta” se muestra en la Tabla 16.

MODALITY	EAR		
	LEFT	UNSPECIFIED	RIGHT
AIR CONDUCTION-EARPHONES			
UNMASKED	X↓		O↓
MASKED	□↓		△↓
BONE CONDUCTION-MASTOID			
UNMASKED	>↓	↑↓	<↓
MASKED]↓		[↓
BONE CONDUCTION-FOREHEAD			
UNMASKED		↓	
MASKED	┌↓		┐↓
AIR CONDUCTION-SOUND FIELD	*↓	\$↓	∅↓
ACOUSTIC-REFLEX THRESHOLD			
CONTRALATERAL	∪↓		∪↓
IPSI LATERAL	└↓		└↓

Tabla 16 - Símbolos recomendados para casos donde no hay respuesta.¹⁶

¹⁶ Tablas obtenidas de Audiometric Symbols. Committee on Audiologic Evaluation. ASHA 1989.

Se pueden usar líneas para conectar símbolos en un audiograma. Cuando se usa, una línea sólida debe conectar el umbral de conducción por vía aérea. Típicamente, los umbrales de conducción ósea no están conectados por líneas, especialmente cuando no hay gap entre las vías aéreas y óseas. En casos de que exista un gap, se puede usar una línea punteada para conectar los umbrales de conducción ósea. Siempre que se usen líneas, se recomienda que las líneas solo se acerquen a los símbolos, las líneas no deben tocar ni recorrer los símbolos.

Los símbolos que representan “ninguna respuesta” para la vía aérea, la vía ósea o las pruebas de campo libre no deben estar conectados por líneas entre sí, ni a ninguno de los símbolos de respuesta.

La codificación de colores no es necesaria para transmitir información sobre el oído al que se hace referencia en este sistema de símbolos. En la práctica, la codificación de color no tiene sentido porque este código se perderá en el proceso de copiado. De todos modos, suele utilizarse el color rojo para representar el oído derecho, y el azul para el izquierdo.

Aunque totalmente opcional, los niveles de enmascaramiento efectivos podrían registrarse en el audiograma tanto para la vía aérea como para los umbrales de la vía ósea, dependiendo de las preferencias individuales. Cuando se sigue esta política, se debe registrar el nivel máximo de enmascaramiento efectivo utilizado para obtener el umbral en cada frecuencia. Este nivel debe informarse para el oído que no es de prueba, porque este es el oído al que se está administrando el estímulo de enmascaramiento.

A menudo, tanto los umbrales no enmascarados como enmascarados se representan en el audiograma. Esto puede ser discutido por algunos médicos como un desorden excesivo del audiograma. En los casos en que se debe usar enmascaramiento, es aceptable trazar solo los umbrales enmascarados. [13]

En la Figura 11 se muestra un ejemplo de audiograma que utiliza esta simbología:

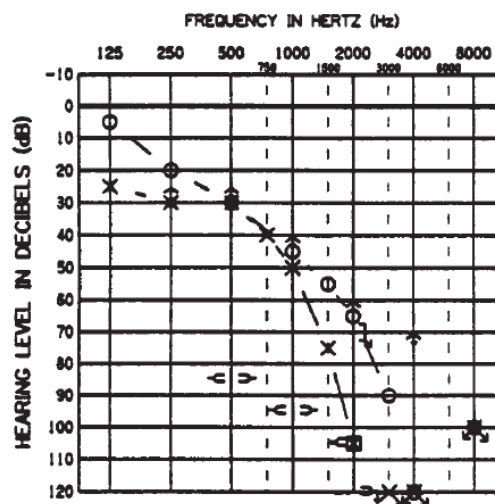


Figura 11 – Ejemplo de audiograma con aplicación de simbología.¹⁷

¹⁷ Imagen obtenida de Audiometric Symbols. Committee on Audiologic Evaluation. ASHA 1989.

Test de Weber

Colocado el vibrador en el centro de la frente y procurando su exacta adaptación en la superficie de la misma, se comienza a pasar las diferentes frecuencias con una intensidad débil, aproximadamente unos 10 dB por sobre el umbral, para ser así más fácil la determinación de éste. En seguida se le pregunta a la persona en qué oído lateraliza el sonido (si es que lo lateraliza), a medida que se va pasando desde los 250 hasta los 4000 Hz. En las hipoacusias de conducción el Weber se lateraliza al oído peor, en cambio en las lesiones de percepción lo hace hacia el oído mejor; si la lateralización cambia de lugar al pasar de una frecuencia a otra, se manifiesta entonces una hipoacusia mixta. [10]

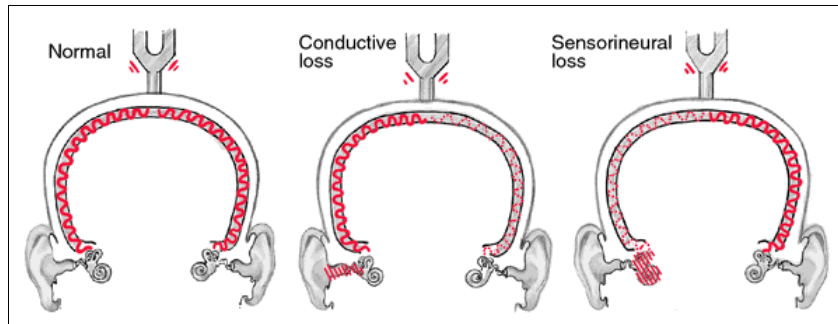


Figura 12 – Test de Weber.¹⁸

Test de Rinne

Consiste en comparar la audición vía aérea (vibrador ubicado cerca de conducto auditivo externo) y vía ósea (vibrador ubicado en la apófisis mastoideas) en cada oído por separado. Lo normal es oír mejor o por más tiempo por vía aérea, lo que se denomina Rinne positivo.

Este test ayuda a determinar si la hipoacusia es de conducción o neurosensorial. Cuando existe un problema en la transmisión del sonido, por ejemplo en una fijación de cadena osicular, el estímulo auditivo llegará directamente a la cóclea si se da por vía ósea (mastoides), pero si se estimula por vía aérea no se podrá transmitir el sonido en forma adecuada a la cóclea por el defecto en el oído medio, y se oír más débil por esta vía, lo que se denomina Rinne negativo. En el caso de una hipoacusia neurosensorial, el test de Rinne es positivo (mejor transmisión aérea). Si se trata de una hipoacusia mixta, el resultado del test va a depender de la cuantía de cada uno de los componentes. [12]

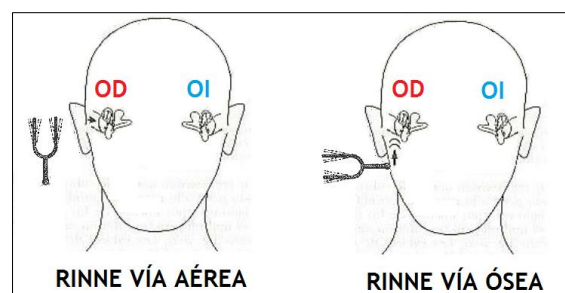


Figura 13 – Test de Rinne.¹⁸

¹⁸ Imagen obtenida de <http://www.perceptionsense.com/2013/10/perception-apparatus-kitching-tool-for.html>

Enmascaramiento

Una de las causas de error en la audiometría es debido a la transmisión del sonido desde el oído peor al oído mejor. [11] Para evitar esta causal de error existe un procedimiento consistente en producir ruido en el nivel del oído mejor, en estas condiciones el paciente no oirá el tono que se explora desde el oído mejor y se podrá determinar su umbral en el oído peor. La aplicación del ruido es transitoria y tiene la única finalidad de disminuir la sensibilidad del oído mejor y provocar un aislamiento adecuado en el nivel de dicho oído para que no interfiera en la correcta exploración del oído peor.

Se puede definir entonces la acción de enmascarar como la aplicación del ruido necesario para cubrir el sonido que está percibiendo un oído. [10]

Para que un ruido sea efectivo en el enmascaramiento debe cumplir ciertos requisitos:

- Un mínimo de intensidad para que llegue a ensordecer el oído contrario, es decir, debe tener la suficiente potencia como para bloquear la sensación auditiva del tono que se está aplicando.
- Un máximo utilizable pues puede producir por audición cruzada no sólo el enmascaramiento del oído contrario, sino también el del se está explorando, si el ruido es demasiado intenso.
- Que tonalmente sea distinto de la frecuencia que se está aplicando.
- Que no provoque una disminución apreciable de la sensibilidad del oído explorado.

El enmascaramiento tiene una finalidad específica, que es la de eliminar los posibles datos o trazados falsos en las audiometrías ya que se puede obtener lo que se llama una curva sombra, que consiste en que, al explorar a fuerte intensidad, el oído peor el sonido se transmite por el cráneo al oído mejor y el paciente responde como si lo hubiese escuchado correctamente [11]. Por lo tanto en el audiograma aparecerían dos curvas, una real que correspondería al oído mejor y otra descendida con respecto a ésta, pero prácticamente paralela, la del oído peor.

La atenuación interaural es la amortiguación auditiva que tiene lugar al pasar el sonido de un lugar a otro del cráneo. Este fenómeno sirve de base para determinar cuándo enmascarar. De manera general se considera de 40 dB para la audiometría tonal y 45 dB para la audiometría verbal (Logaudiometría). La Tabla 17 muestra los valores de atenuación interaural para cada frecuencia considerados para determinar si es necesario enmascarar. [2]

Frecuencia (Hz)	Diferencia de umbrales (dB)
250	35
500	40
1000	45
2000	45
4000	50

Tabla 17 – Atenuación interaural.¹⁹

¹⁹ Tabla obtenida de M. Ruiz González. Aplicación de las nuevas tecnologías en audiómetros de tonos puros de altas prestaciones. Universidad Politécnica de Madrid, España 2002.

Ingeniería del conocimiento

Definición y origen

El término de Ingeniería del Conocimiento fue acuñado en la década de los 70 orientado hacia la construcción de Sistemas Expertos (Sistemas Basados en el Conocimiento, SBC), lo cual fue el centro de investigación de Inteligencia Artificial. En el año 1977 fue presentado el primer sistema experto conocido como MYCIN, a partir de este proyecto se han presentado diferentes sistemas con aplicación en múltiples áreas del conocimiento. En la actualidad estos sistemas inteligentes funcionan muy bien en tareas específicas y sus juicios rivalizan con los de los humanos en el nivel de destreza.

En la actualidad, la Ingeniería del conocimiento se apoya en metodologías de instrucciones y en las ciencias de la computación y de la Información, intentando representar el conocimiento y razonamiento humanos en un determinado dominio, dentro de un sistema artificial.

El punto clave del desarrollo de un Sistema Basado en el Conocimiento es el momento de traspasar el conocimiento que posee el experto a un sistema real. En este proceso no sólo se han de captar los elementos que componen el dominio del experto, sino que también se han de adquirir las metodologías de resolución que utilizan éstos. Este trabajo de “extracción del conocimiento” se realiza durante la interacción entre dos personajes, el ingeniero del conocimiento (IC) (persona que conoce el formalismo de representación que utilizará el SBC) y el experto (persona que posee el conocimiento, pero que no tiene por qué usar un formalismo para representarlo).

Durante las entrevistas entre el IC y el experto, el primero ha de ayudar a sistematizar el conocimiento del experto, consiguiendo que vaya explicitando las diferentes técnicas que utiliza para resolver los problemas de su dominio, de manera que se puedan representar en un formalismo computable. Esta metodología de extracción del conocimiento es bastante lenta y presenta varias dificultades:

- La naturaleza especializada del dominio hace que el IC deba aprender unas nociones básicas para que pueda establecerse una comunicación (Vocabulario básico, elementos que intervienen en el dominio, formalismos que utilizan los expertos, etc.)
- Los expertos se encuentran más cómodos pensando en términos de ejemplos típicos que razonando en términos generales, que son de los que realmente se podría hacer una mejor abstracción.
- La búsqueda de un formalismo de representación que se adapte adecuadamente al problema y que sea fácil de interpretar y adoptar por el experto. Este formalismo ha de ser susceptible de ser transformado en algo computable.
- Por lo general, a los expertos les es muy difícil explicitar los pasos que utilizan para resolver los problemas. Cuanta más experiencia, menos explícitos son los razonamientos del experto y más ocultos los métodos de resolución.
- Si observamos cómo un experto resuelve un problema, éste omite muchas cadenas de razonamiento e información que da por supuesta, y a la que no asigna importancia dentro de la resolución, pero que si se quiere abordar de manera sistemática sí es necesaria.

Con todas estas circunstancias, podemos observar que la auténtica dificultad de la extracción del conocimiento consiste en descubrir los métodos mediante los que se usa el conocimiento en la resolución y no tanto en la adquisición del conocimiento estático del problema (elementos del problema y relaciones).

Sobre la adquisición de los elementos básicos del dominio, existen bastantes herramientas automáticas, encuadradas dentro del área del aprendizaje automático, que permiten reducir el esfuerzo. Sobre la adquisición automática de conocimiento de resolución de problemas, también hay algunas técnicas automáticas, pero que por lo general son a niveles bastante básicos. [14]

Inteligencia Artificial

Se denomina inteligencia artificial (IA) a la rama de las Ciencias de la Computación dedicada al desarrollo y construcción de agentes (entidades) inteligentes (racionalidad). Se entiende como agente cualquier cosa capaz de percibir su entorno, procesar tales percepciones y actuar en el mismo. Además se define a la racionalidad como la característica que posee para maximizar un resultado esperado.

Por lo tanto, y de manera más específica, la inteligencia artificial es la disciplina que se encarga de construir procesos que, al ser ejecutados sobre un diseño físico, producen acciones o resultados que maximizan una medida de rendimiento determinada, basándose en la secuencia de entradas percibidas y en el conocimiento almacenado en tal diseño.

Existen distintos tipos de conocimiento y medios de representación del conocimiento, el cual puede ser cargado en el agente por su diseñador o puede ser aprendido por el mismo agente utilizando técnicas de aprendizaje. También se distinguen varios tipos de procesos válidos para obtener resultados racionales, que determinan el tipo de agente inteligente:

- Ejecución de una respuesta predeterminada por cada entrada (análogas a actos reflejos en seres vivos).
- Búsqueda del estado requerido en el conjunto de los estados producidos por las acciones posibles.
- Algoritmos genéticos (análogo al proceso de evolución de las cadenas de ADN).
- Redes neuronales artificiales (análogo al funcionamiento físico del cerebro de animales y humanos).
- Razonamiento mediante una lógica formal (análogo al pensamiento abstracto humano).

Además existen distintos tipos de percepciones y acciones, pueden ser obtenidas y producidas, respectivamente por sensores físicos y sensores mecánicos en máquinas, pulsos eléctricos u ópticos en computadoras, tanto como por entradas y salidas de bits de un software y su entorno software. Varios ejemplos se encuentran en el área de control de sistemas, planificación automática, la habilidad de responder a diagnósticos y a consultas de los consumidores, reconocimiento de escritura, reconocimiento del habla y reconocimiento de patrones. Los sistemas de IA actualmente son parte de la rutina en campos como economía, medicina, ingeniería y la milicia, y se ha usado en gran variedad de aplicaciones de software, juegos de estrategia como ajedrez de computador y otros videojuegos. [14]

La inteligencia artificial a lo largo de la historia se ha definido dentro de cuatro áreas:

- Sistemas que piensan como humanos.
- Sistemas que piensan racionalmente.
- Sistemas que actúan como humanos.
- Sistemas que actúan racionalmente.

Cada uno de estos enfoques presenta una definición acorde a los autores que las defienden. En cuanto al pensamiento racional, en 1965 existían programas que resolvían cualquier problema descrito en notación lógica (el programa no se detenía hasta encontrar una solución). La tradición logística construye sistemas inteligentes a partir de estos programas.

La IA se divide en dos escuelas de pensamiento:

- La inteligencia artificial convencional.
- La inteligencia computacional.

La Inteligencia artificial convencional se conoce también como IA simbólico-deductiva. Está basada en el análisis formal y estadístico del comportamiento humano ante diferentes problemas:

- Razonamiento basado en casos: Ayuda a tomar decisiones mientras se resuelven ciertos problemas concretos y aparte que son muy importantes requieren de un buen funcionamiento.
- Sistemas expertos: Infieren una solución a través del conocimiento previo del contexto en que se aplica y ocupa de ciertas reglas o relaciones.
- Redes bayesianas: Propone soluciones mediante inferencia estadística.
- Inteligencia artificial basada en comportamientos: que tienen autonomía y pueden autoregularse y controlarse para mejorar.
- Smart process management: facilita la toma de decisiones complejas, proponiendo una solución a un determinado problema al igual que lo haría un especialista en la actividad.

La Inteligencia Computacional, también conocida como IA subsimbólica-inductiva, implica desarrollo o aprendizaje interactivo, por ejemplo: modificaciones interactivas de los parámetros en sistemas conexionistas. El aprendizaje se realiza basándose en datos empíricos. Se centra en el estudio de mecanismos adaptativos para permitir el comportamiento inteligente de sistemas complejos y cambiantes. Se presenta como una alternativa a la GOFAI (Good Old-Fashioned Artificial Intelligence), tratando de no confiar en algoritmos heurísticos tan habituales en la Inteligencia Artificial más tradicional. Dentro de la Inteligencia Computacional podemos encontrar técnicas como las Redes Neuronales, Computación Evolutiva, Swarm Intelligence, Sistemas Inmunes Artificiales o Sistemas difusos. También se relaciona con técnicas como los Fractales, Teoría del Caos, Wavelets, etc. La Inteligencia Computacional combina elementos de aprendizaje, adaptación, evolución y Lógica difusa para crear programas que son, en cierta manera, inteligentes. La investigación en Inteligencia Computacional no rechaza los métodos estadísticos, pero muy a menudo aporta una vista complementaria. [14]

Sistemas Expertos

El Sistema Experto (SE) es una aplicación informática capaz de solucionar un conjunto de problemas que exigen un gran conocimiento sobre un determinado tema. Un SE es un conjunto de programas que, sobre una base de conocimientos, posee información de uno o más expertos en un área específica. Se puede entender como una rama de la IA donde el poder de resolución de un problema en un programa de computadora viene del conocimiento de un dominio específico. Estos sistemas imitan las actividades de un humano para la resolución de problemas de distinta índole (no necesariamente tiene que ser de inteligencia artificial). También podemos mencionar que un SE se basa en conocimiento declarativo (hechos sobre objetos, situaciones) y conocimiento de control (información sobre el seguimiento de una acción).

Los SE empezaron a emerger como sistemas desarrollados como investigación en las Universidades durante la década de 1970, y desde entonces se han convertido en una de las innovaciones más importantes de la IA, ya que han demostrado ser productos de un éxito comercial ascendente así como también interesantes herramientas de desarrollo e investigación. Los SE han probado ser de gran efectividad en un sinnúmero de problemas, cuyo dominio normalmente requeriría la clase de inteligencia que posee un experto humano. Su campo de aplicación abarca muchas áreas, dondequiera que los expertos humanos sean necesarios para resolver problemas, los SE son aptos para su aplicación. Consideramos a alguien un experto en un área o en un problema cuando este individuo tiene un conocimiento especializado sobre este. En los SE a este tipo de conocimiento se lo llama conocimiento sobre el dominio.

Actualmente el difícil y cambiante mercado competitivo se vuelve más duro por la gran diversidad de información que se ven obligados a almacenar y analizar, razones por la cual las organizaciones se ven en la necesidad de recurrir a poderosas y robustas herramientas o sistemas que les sirvan de soporte a la hora de tomar decisiones. De esta forma, estos inteligentes, precisos y eficientes sistemas son adoptados por más organizaciones, en los cuales se convierten en una importante estrategia de negocio. Por otra parte es importante mencionar que los SE seguirán siendo usados en todas y cada una de las áreas donde los expertos humanos son escasos. Por consecuencia de lo anterior estos sistemas son usados por personas no especializadas, y en algunos casos por especialistas con poca experiencia, por lo cual el uso frecuente de los SE, produce conocimiento en los usuarios del mismo.

Para que un Sistema Experto sea una herramienta efectiva, los usuarios deben interactuar de una forma fácil, reuniendo dos capacidades para poder cumplirlo:

1. Explicar su Razonamiento o Base de Conocimientos: Los SE deben desarrollarse siguiendo ciertas reglas o pasos comprensibles de manera que se pueda generar la explicación para cada una de las reglas, que a la vez se basan en hechos.
2. Adquisición de nuevos conocimientos: Son mecanismos de razonamiento que sirven para modificar conocimientos anteriores. Los SE son el producto de investigaciones en el campo de la IA, ya que ésta no pretende sustituir a los expertos humanos, sino que desea ayudarlos a realizar con más rapidez y eficacia todas las tareas que realiza. [14]

Los Sistemas Expertos se diferencian de los Sistemas de Computo convencionales en algunas formas:

- Los SE usan el conocimiento antes que los datos para controlar el proceso de solución. Mucho del conocimiento usado es heurístico antes que algorítmico.
- El Conocimiento es codificado y mantenido como una entidad separada del programa de control.
- Los SE están en la capacidad de explicar el cómo llegaron a determinada conclusión o resultado, y por qué se solicitó determinada información en la consulta. Esto es muy importante ya que le da al usuario la oportunidad de entender la habilidad de razonamiento del sistema. De ese modo se mejora la confiabilidad de estos sistemas por parte del usuario.
- Los SE son representaciones simbólicas para el conocimiento (reglas, redes o tramas) y realiza su tarea de inferencia a través de cálculos simbólicos que asemejan representaciones del lenguaje natural. (Una excepción de esto son los SE basados en Arquitecturas de Redes Neuronales).
- Los SE a menudo razonan usando meta-conocimiento, esto es que razonan con conocimiento acerca de ellos mismos, además de sus limitaciones de su propio conocimiento y capacidades.

Para poder establecer una clasificación de los Sistemas Expertos, debemos enfocarnos en la naturaleza del problema para el que se lo desarrolla. Los problemas con los que pueden tratar los sistemas expertos pueden clasificarse en dos tipos:

- Problemas esencialmente deterministas.
- Problemas esencialmente estocásticos.

Por ejemplo, en el caso de un sistema experto para transacciones bancarias o un sistema de control de tráfico pueden contener algunos elementos de incertidumbre, pero son esencialmente problemas deterministas. Por otra parte, en el campo médico, las relaciones entre síntomas y enfermedades se conocen sólo en un cierto grado de certeza (la presencia de un conjunto de síntomas no siempre implica la presencia de una enfermedad). Estos tipos de problemas pueden también incluir algunos elementos deterministas, pero se trata fundamentalmente de problemas estocásticos.

Por esta razón, los sistemas expertos pueden clasificarse en dos tipos principales según la naturaleza de los problemas para los que están diseñados: deterministas y estocásticos.

Los problemas de tipo determinista pueden ser formulados usando un conjunto de reglas que relacionan varios objetos bien definidos. Los sistemas expertos que tratan problemas deterministas son conocidos como Sistemas Expertos basados en Reglas, porque sacan sus conclusiones basándose en un conjunto de reglas preestablecidas y comparación de resultados utilizando un mecanismo de razonamiento lógico (inferencia lógica dirigida), bien empezando con una evidencia inicial en una determinada situación y dirigiéndose hacia la obtención de una solución, o bien con hipótesis sobre las posibles soluciones y volviendo hacia atrás para encontrar una evidencia existente (o una deducción de una evidencia existente) que apoye una hipótesis en particular.

En situaciones inciertas, es necesario introducir algunos medios para tratar la incertidumbre. Por ejemplo, algunos sistemas expertos usan la misma estructura de los sistemas basados en reglas, pero introducen una medida asociada a la incertidumbre de las reglas y a la de sus premisas.

Ahora si tomamos en cuenta el propósito y el usuario final al que está destinado el uso del sistema, podemos clasificar a los SE en:

- Sistemas Expertos para la toma de decisiones: Estos sistemas permiten a una persona no calificada, tomar una decisión que va más allá de su nivel de conocimientos o experiencia. Este tipo de sistemas son más usados o están orientados a la Industria.
- Sistemas Expertos para el apoyo en las decisiones: Este tipo de sistemas permiten recordar a una persona con experiencia, decisiones u opciones a considerar que alguna vez conoció, por ejemplo los SE para el apoyo en el diagnóstico médico.

Hay varias ventajas en el uso de los SE. Las más importantes son:

- Con el uso de sistemas expertos, el personal con poca experiencia puede resolver problemas que requieren los conocimientos de un experto. Esto también es importante en el caso de que existan pocos expertos humanos en determinada área.
- El conocimiento de varios expertos humanos pueden combinarse, lo que conlleva a sistemas expertos más fiables, ya que se obtiene un SE que combina la sabiduría colectiva de varios expertos humanos en lugar del conocimiento de uno solo.
- Los sistemas expertos pueden responder a preguntas y resolver problemas mucho más rápidamente que un experto humano. Por ello, los sistemas son muy valiosos en casos en los que el tiempo de respuesta es crítico.
- En algunos casos, la complejidad del problema impide al experto humano resolverlo. En otros casos la solución propuesta por los expertos humanos no es fiable. Debido a la capacidad de los ordenadores de procesar un elevadísimo número de operaciones complejas de forma rápida y aproximada, los sistemas expertos suministran respuestas rápidas y fiables en situaciones en la que los expertos humanos no pueden.
- Los sistemas expertos pueden ser utilizados para realizar operaciones peligrosas, monótonas, aburridas e incómodas para los humanos, los sistemas expertos pueden ser la única solución viable en una situación en la que la tarea a realizar desborda al ser humano.
- A diferencia de un experto humano, un SE no envejece, y por tanto no sufre pérdida de facultades con el paso del tiempo, además los sistemas expertos no se ven afectados por condiciones externas, un experto humano sí (cansancio, presión, etc.).

El uso de los Sistemas Expertos se recomienda especialmente en las siguientes situaciones:

- Cuando el conocimiento es difícil de adquirir o se basa en reglas que solo pueden ser aprendidas de la experiencia.
- Cuando la mejora continua del conocimiento es esencial y/o cuando el problema está sujeto a reglas o códigos cambiantes.
- Cuando los expertos humanos son caros o difíciles de encontrar.
- Cuando el conocimiento de los usuarios sobre el tema es limitado.

Limitaciones de los Sistemas Expertos:

- Sentido común: Para un SE no hay nada obvio.
- Lenguaje natural: Con un experto humano podemos mantener una conversación informal, a diferencia de un SE.
- Capacidad de aprendizaje. Los expertos humanos aprenden con más facilidad.
- Perspectiva global: Un experto humano es capaz de distinguir cuales son las cuestiones relevantes de un problema y separarlas de cuestiones secundarias.
- Capacidad Sensorial: Un Sistema experto carece de sentidos.
- Flexibilidad: Un humano es sumamente flexible a la hora de aceptar datos para la resolución de un problema.
- Conocimiento no estructurado: Un sistema experto no es capaz de manejar conocimientos poco estructurados. [14]

Un Sistema Experto, generalmente se encuentra conformado por los siguientes componentes:

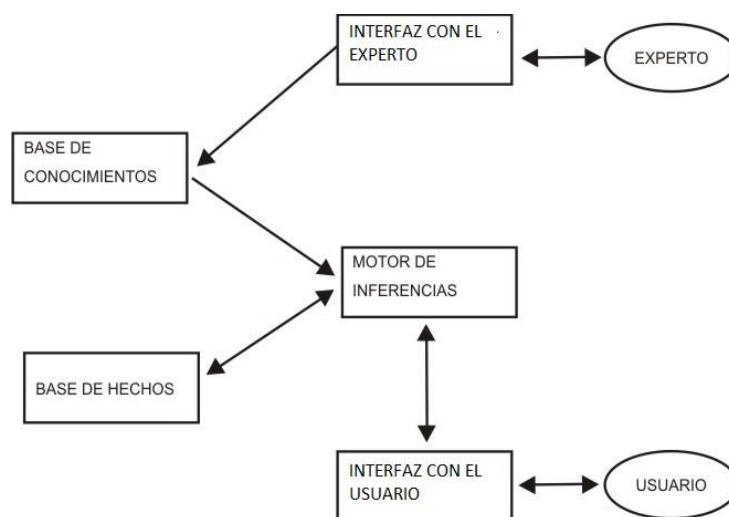


Figura 14 - Componentes típicos de un sistema experto.²⁰

Las reglas deterministas constituyen la más sencilla de las metodologías utilizadas en sistemas expertos. La base de conocimiento contiene las variables y el conjunto de reglas que definen el problema, y el motor de inferencia obtiene las conclusiones aplicando la lógica clásica a estas reglas.

Por regla se entiende una proposición lógica que relaciona dos o más objetos e incluye dos partes, la premisa y la conclusión. Cada una de estas partes consiste en una expresión lógica con una o más afirmaciones objeto-valor conectadas mediante los operadores lógicos “y”, “o” o “no”. Una regla se escribe normalmente como “Si premisa, entonces conclusión”.

En los Sistemas Expertos Basados en Reglas intervienen dos elementos importantes:

- La Base de Conocimientos
- Los Datos

²⁰ Imagen obtenida de <https://cibernetica.wordpress.com>

Los datos están formados por la evidencia o los hechos conocidos en una situación particular. Este elemento es dinámico, es decir puede cambiar de una aplicación a otra. Por esta razón, no es de naturaleza permanente y se almacena en la memoria de trabajo. En situaciones de tipo deterministas, las relaciones entre un conjunto de objetos pueden ser representadas mediante un conjunto de reglas. El conocimiento se almacena en la Base de Conocimiento y consiste en un conjunto de objetos y un conjunto de reglas que gobiernan las relaciones entre esos objetos. La información almacenada en la base de conocimiento es de naturaleza permanente y estática, es decir, no cambia de una aplicación a otra, a menos que se incorporen al sistema experto elementos de aprendizaje.

El motor de inferencia usa ambos elementos para obtener nuevas conclusiones o hechos. Por ejemplo: si la premisa de una regla es cierta, entonces la conclusión de la regla debe ser también cierta. Los datos iniciales se incrementan incorporando las nuevas conclusiones. Por ello, los hechos iniciales o datos de partida y las conclusiones derivadas de ellos forman parte de los hechos o datos que se dispone en un momento dado.

Las conclusiones pueden clasificarse en dos tipos: simples y compuestas. Las conclusiones simples son las resultan de una regla simple. Las conclusiones compuestas son las que resultan de más de una regla. Con la finalidad de obtener conclusiones, los expertos usan diferentes tipos de reglas y estrategias de inferencia y control que son usadas por el motor de inferencia para obtener conclusiones simples y compuestas. [15]

Entre las principales Reglas de inferencia tenemos:

- Modus Ponens
- Modus Tollens
- Resolución

Entre las Estrategias de Inferencia tenemos:

- Encadenamiento de Reglas
- Encaminamiento de Reglas orientado a un objetivo
- Compilación de Reglas

Las dos primeras reglas de inferencia son usadas para obtener conclusiones simples y el resto de reglas y estrategias se usan para obtener conclusiones compuestas. Sin embargo debemos tener en cuenta, que ninguna de las estrategias mencionadas anteriormente, si son implementadas solas, conduce a todas las soluciones posibles. Por ello, deben implementarse varias reglas y estrategias en el desarrollo del sistema experto para que el motor de inferencia sea capaz de obtener tantas conclusiones como sea posible.

El Modus Ponens es la regla de inferencia que más se usa comúnmente. En esta se examina la premisa de la regla, y si es cierta, la conclusión pasa a ser parte del conocimiento. Esta regla de inferencia, que parece trivial debido a que nos es muy familiar, es la base de un gran número de Sistemas Expertos. En la regla de Inferencia Modus Tollens se examina la conclusión y, si esta es falsa, se concluye que la premisa también es falsa.

Por ello, la regla Modus Ponens se mueve hacia adelante, o sea, de la premisa a la conclusión de una regla, mientras que la regla Modus Tollens se mueve hacia atrás, o sea desde la conclusión hasta la premisa. Estas dos reglas de inferencia no deben ser vistas como alternativas sino como complementarias.

La regla Modus Ponens necesita información de los objetos de la premisa para concluir, mientras que la regla Modus Tollens necesita información sobre los objetos de la conclusión. De hecho, para un motor de inferencia que solamente usa Modus Ponens, la incorporación de la regla de inferencia Modus Tollens puede ser considerada como una expansión de la base de conocimientos mediante la adición de reglas.

Una de las estrategias de inferencia más usada para la obtención de conclusiones compuestas es el llamado "Encadenamiento de Reglas", podemos usar este método cuando las premisas de ciertas reglas coinciden con las conclusiones de otras. Cuando se encadenan las reglas, los hechos pueden utilizarse para dar lugar a nuevos hechos. Esto se repite sucesivamente hasta que no pueden obtenerse más conclusiones. El tiempo que utiliza este proceso hasta que se termina depende, tanto de los hechos conocidos, como de las reglas que se activan. La estrategia de encadenamiento de reglas diferencia claramente entre la memoria de trabajo y la base de conocimiento. La memoria de trabajo contiene datos que surgen mediante el periodo de consulta. Las premisas de las reglas se comparan con los contenidos de la memoria de trabajo y cuando se obtienen nuevas conclusiones son pasadas también a la base de conocimiento. [15]

Materiales y métodos

Tecnología utilizada y lenguaje de programación

Para la solución propuesta se utilizó una notebook personal para desarrollar el software, la cual cuenta con un procesador i5 de 2.6 GHz, 8 GB de memoria RAM DDR3, y sistema operativo Windows® 10 de 64 bits. Se utilizaron como herramientas: MATLAB® R2016a como entorno de programación y Audacity® 2.1.2 para la generación de sonidos. Se utilizó la placa de sonido integrada Realtek® HD para Windows® para reproducir los tonos y ruidos generados con el Audacity®, y un adaptador para conectar los dos canales independientes de 6,5 mm que tienen los auriculares para audiometría, a la salida jack estéreo de 3,5 mm de la placa de sonido.

Se consideraron dos entornos y lenguajes de programación: LabVIEW® y MATLAB®. Ambas plataformas ayudan a ingenieros y científicos de todo el mundo en diversas etapas de diseño, modelado, simulación, prueba de prototipos o implementación de nuevas tecnologías.

LabVIEW® (acrónimo de Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) es una plataforma y entorno de desarrollo para diseñar sistemas, con un lenguaje de programación visual gráfico. Recomendado para sistemas hardware y software de pruebas, control y diseño, simulado o real y embebido, pues acelera la productividad. El lenguaje que usa se llama lenguaje G, donde la G simboliza que es lenguaje Gráfico.

En cuanto a MATLAB® (abreviatura de MATrix LABoratory) es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado (Integrated Development Environment, IDE) con un lenguaje de programación propio (lenguaje M). Entre sus prestaciones básicas se encuentran: la manipulación de matrices, la representación de datos y funciones, la implementación de algoritmos, la creación de interfaces de usuario (Graphic User Interface, GUI) y la comunicación con programas en otros lenguajes y con otros dispositivos hardware. El paquete MATLAB® dispone de dos herramientas adicionales que expanden sus prestaciones: Simulink (plataforma de simulación multidominio) y GUIDE (editor de interfaces de usuario - GUI). Además, se pueden ampliar las capacidades de MATLAB® con las librerías.

Ninguno es libre ni gratuito, y luego de la comparación de ambos se decidió utilizar MATLAB® debido a diversos motivos. Por un lado MATLAB® es mucho mejor para el cálculo matricial que LabVIEW®, ya que fue diseñado principalmente para este uso. Por otro lado, la mayor ventaja de LabVIEW® es la construcción rápida y simple de la interfaz gráfica de usuario que facilita la actualización de los parámetros y la presentación elegante de los resultados, sin embargo se encontraron limitaciones en cuanto a la forma de realizar y mostrar gráficas que dificultaban la realización del audiograma con las características y simbología requerida. Si bien la GUI de MATLAB® es más básica, permite realizar este tipo de gráficas de forma simple.

Otro aspecto a tener en cuenta es que se busca un lenguaje que permita un alto grado de control del orden de ejecución de los procesos, debido a que se realizan numerosos cálculos y comparaciones entre los datos, que deben evaluarse en un orden determinado. En este aspecto es mucho más conveniente utilizar un lenguaje basado en texto que un lenguaje gráfico. Asimismo se valoró la flexibilidad del lenguaje para realizar modificaciones y aumentar la complejidad del software de manera progresiva, llegándose a la misma conclusión anterior.

Por último, se consideró el gran soporte de esta herramienta, existe una vasta base de conocimientos disponible que permitió resolver los inconvenientes de manera rápida durante la programación.

Para la realización del software se utilizó el GUIDE de MATLAB®, lo cual permitió crear una interfaz de usuario simple e intuitiva, donde se muestran todas las opciones y herramientas que se ofrecen.

Generación de sonidos

Para la generación de los sonidos que utiliza el audiómetro se decidió utilizar el software libre Audacity® para edición de archivos de audio en todos los formatos más conocidos. Este software tiene muchas herramientas que permitieron crear los tonos puros en las frecuencias deseadas, ruido blanco y ruidos de banda estrecha en forma simple y rápida, con las características que prevé la norma, y exportarlos en formato WAV para su reproducción desde el programa en MATLAB®.

Todos los sonidos se hicieron con formato PCM de 44100 Hz de tasa de muestreo y cuantificación lineal de 24 bits.

Los tonos puros fueron construidos con forma de onda sinusoidal, de amplitud 1, para las siguientes frecuencias: 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 y 8000 Hz. Se crearon tres tipos de audio para tonos puros en cada frecuencia:

- Tono puro continuo de 2 segundos de duración.
- Tono puro continuo de 5 segundos de duración.
- Tono puro pulsátil de 5 segundos de duración.

A su vez, para cada frecuencia y tipo de tono se creó un archivo estéreo para el oído derecho, y otro para el oído izquierdo.

Por otro lado, se aplicaron los efectos “Aparecer progresivamente” y “Desaparecer progresivamente” 20 ms al comienzo y final de cada tono, para cumplir con las características de envolvente requeridas.

En la Figura 15 se muestra un ejemplo de tono puro de 125 Hz, del tipo continuo y de oído izquierdo, generado con Audacity®:

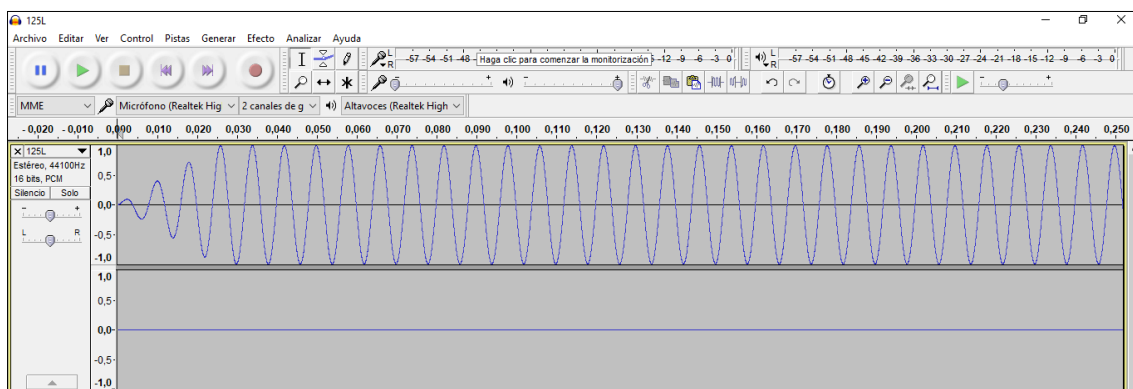


Figura 15 – Tono puro continuo de 125 Hz generado con Audacity®.

El tono pulsátil se creó a partir de un tono puro con las características anteriores, pero respetando los tiempos de la Tabla 14. Un ejemplo se muestra en la Figura 16.

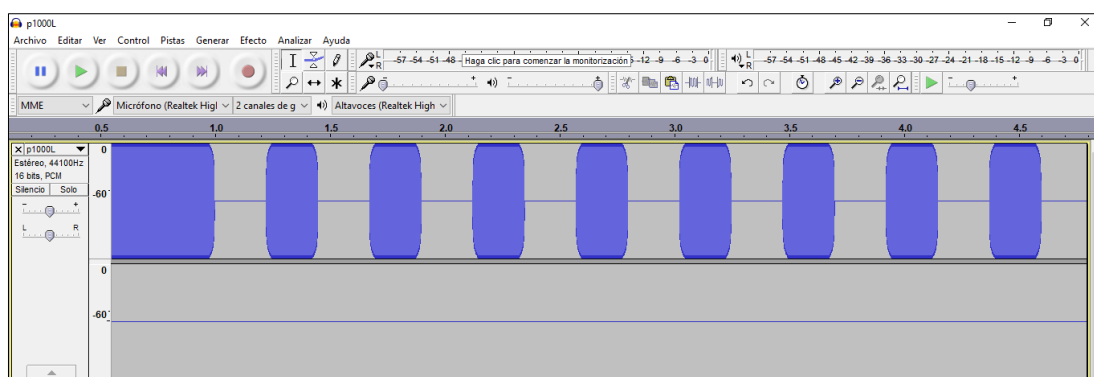


Figura 16 – Tono puro pulsátil de 1000 Hz generado con Audacity®.

Para el ruido de banda ancha se utilizó el generador automático de Audacity®, de amplitud 1. Se creó un archivo estéreo para oído derecho y otro para oído izquierdo, de 5 minutos de duración. El ejemplo de ruido blanco generado se muestra en la Figura 17.

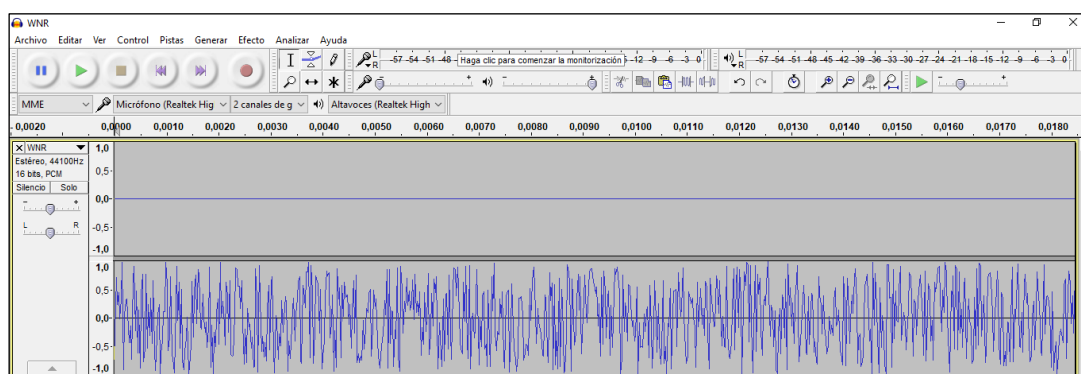


Figura 17 – Ruido blanco generado con Audacity®.

Finalmente, los ruidos de banda estrecha se construyeron a partir de ruido blanco de banda ancha, aplicando un filtro pasa alto seguido de un filtro pasa bajo, con caída de 12 dB por octava, y con las frecuencias de corte indicadas en la Tabla 18. Luego se normalizó la señal.

Frecuencia (Hz)	Frecuencia de corte inferior (Hz)	Frecuencia de corte superior (Hz)	Ancho de banda (Hz)
125	107	143	36
250	215	285	70
500	430	570	140
750	645	855	210
1000	860	1140	280
1500	1290	1710	420
2000	1720	2280	560
3000	2580	3420	840
4000	3440	4560	1120
6000	5160	6840	1680
8000	6880	9120	2240

Tabla 18 – Frecuencias de corte para ruidos de banda estrecha.

El resultado obtenido se muestra en la Figura 18, para la frecuencia de 500 Hz y el oído derecho.

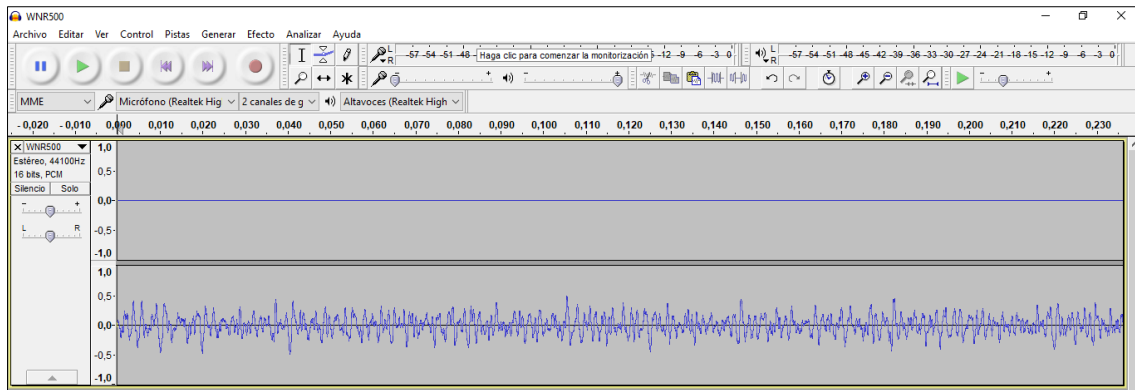


Figura 18 – Ruido de banda estrecha de 500 Hz generado con Audacity®.

Desarrollo: Software ASISTE

Se desarrolló ASISTE (Audiometric Software: Intelligent Solution To Expertise), un software que permite la realización de estudios audiométricos, ofreciendo al profesional fonoaudiólogo todas las herramientas necesarias; desde el registro y gestión de todos los datos relacionados con el paciente, la realización del estudio mediante el control de los tonos y ruidos de test en 2 canales independientes, el registro de los umbrales y respuestas obtenidas por el paciente, con la realización del audiograma en forma automática, hasta la evaluación de los datos por parte de un asistente inteligente, que evalúa coherencia intra-estudio, necesidad de utilizar técnicas de enmascaramiento, y sugerencia de diagnóstico a partir del audiograma.

A continuación se procederán a describir detalladamente las características y herramientas ofrecidas por el software desarrollado.

Al abrir el programa, se abre la interfaz de usuario que se muestra en la Figura 19 con una barra de menú en la parte superior, en la misma se encuentran las opciones: “Archivo”, “Herramientas”, “Calibración”, “Asistente”, y “?”. En dicha interfaz se muestran todas las opciones relacionadas a la selección del tipo de estímulo a enviar, y las opciones para el registro de la respuesta del paciente.

The screenshot displays the ASISTE software interface. At the top, there is a menu bar with options: Archivo, Herramientas, Calibración, Asistente, and ?. Below the menu is a patient information section with fields for Apellido y Nombre, Edad, DNI, Fecha, Profesional evaluador, Diagnóstico, Archivo de anamnesis, and Observaciones. The main interface is divided into several sections: 1. 'Vía' (Route) with radio buttons for Aérea (selected), Ósea Mastoidea, Ósea Frontal, and Weber. 2. 'Oído' (Ear) with radio buttons for Derecho (selected) and Izquierdo. 3. 'Enmascaramiento Contralateral' (Contralateral Masking) with radio buttons for Ruido Banda Ancha (selected) and Ruido Banda Estrecha. 4. 'Frecuencias' (Frequencies) with radio buttons from 125 Hz to 8000 Hz, with 1000 Hz selected. 5. 'Amplitud [dB]' (Amplitude) section with a value of 0, a maximum of 120 dB, and controls for 'Control grueso (5 dB)' and 'Control fino (2.5 dB)'. 6. 'Tabla de Umbrales' (Threshold Table) with columns for frequencies (125 Hz to 8000 Hz) and rows for various test types (Aérea OD, Aérea OI, O. Mastoidea OD, O. Mastoidea OI, O. Frontal, E-Aérea OD, E-Aérea OI, E-O. Mastoidea OD, E-O. Mastoidea OI, E-O. Frontal OD, E-O. Frontal OI, Weber). 7. 'Registrar respuesta' (Record response) section with buttons for 'Con respuesta (Seleccionar umbral)', 'Sin respuesta (Tope audiométrico)', 'Lateralizó OD', 'Lateralizó OI', 'No lateralizó', 'Borrar respuesta', and 'Borrar todo'. 8. 'Registrar nivel de enmascaramiento' (Record masking level) section with buttons for 'Mínimo', 'Máximo', 'Borrar', and 'Guardar'. 9. 'Nivel de Enmascaramiento' (Masking Level) table with columns for frequencies and rows for 'Nivel en Aérea OD', 'Nivel en Aérea OI', 'Nivel en Ósea OD', and 'Nivel en Ósea OI'.

Figura 19 – ASISTE: Interfaz de usuario principal.

En la Figura 20 se muestra el diagrama de flujo de trabajo que representa las acciones realizadas por el usuario durante la realización del estudio.

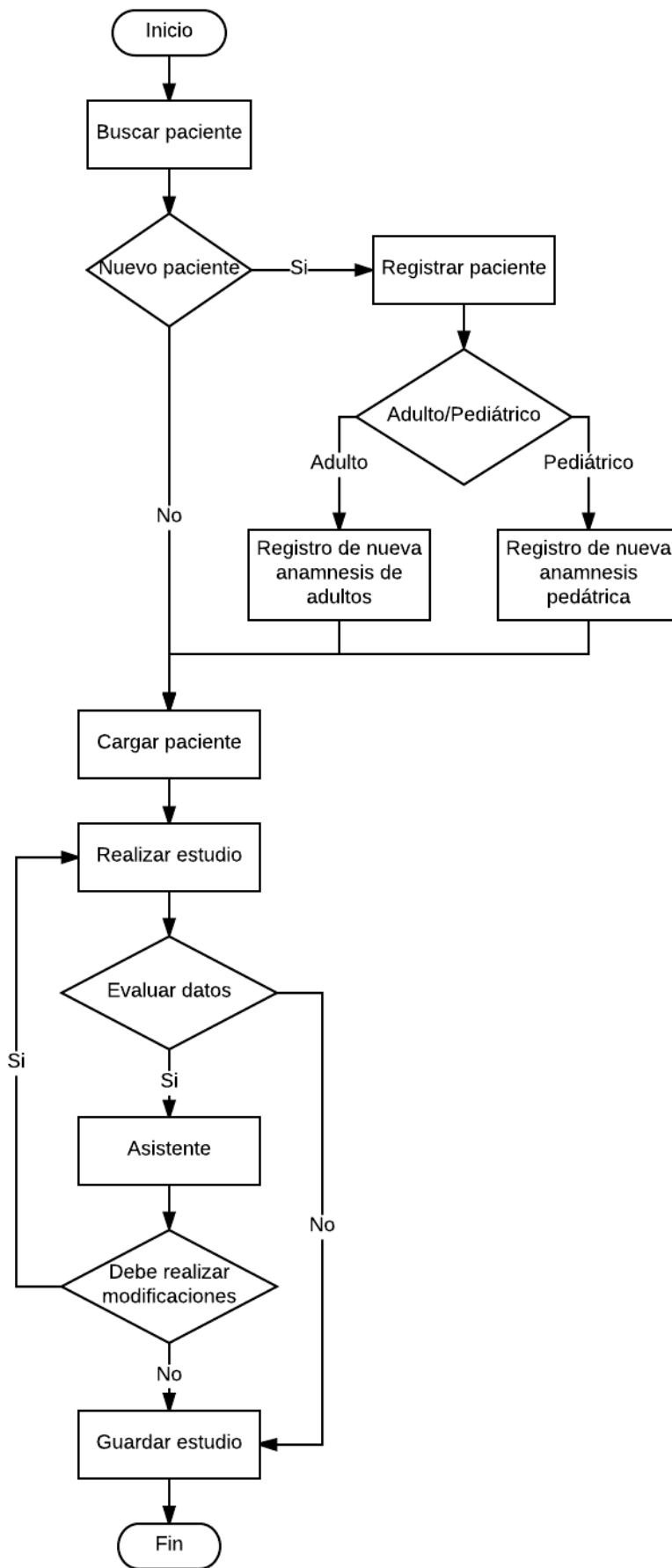


Figura 20 – Flujo de trabajo: Realización de estudio audiométrico con ASISTE.

Registrar paciente

El registro del paciente se realiza eligiendo la opción: Archivo – Nuevo – Pediátrico, o Archivo – Nuevo – Adultos, como se muestra en la Figura 21. Dichas opciones abren una plantilla de Anamnesis infantil o Anamnesis adultos respectivamente en una planilla de cálculo, en la cual se guardarán todos los datos del paciente. Las plantillas tienen un formato predeterminado, y están protegidas de modo que sólo se puede editar la información referida al paciente. Las mismas se adjuntan en el Anexo.

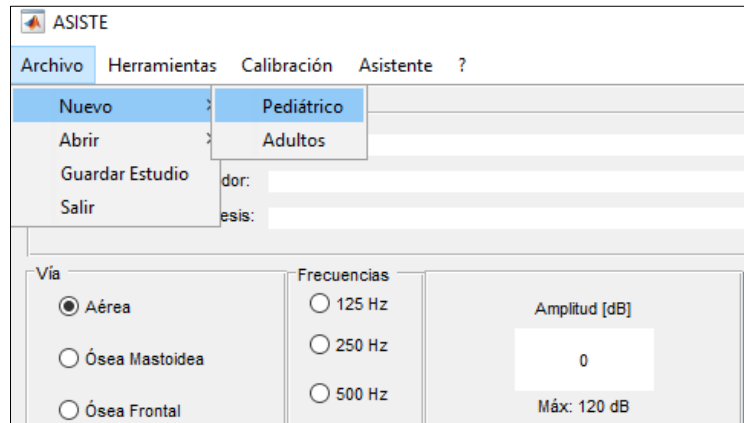


Figura 21 – ASISTE: Registrar paciente.

Cargar paciente

La carga de datos del paciente se realiza a partir de un archivo “Anamnesis” que haya sido guardado del mismo. Para cargar al paciente se debe seleccionar la opción: Archivo – Abrir – Anamnesis. Los datos que se muestran en la interfaz principal son: Apellido y Nombre, Edad, DNI, Fecha, Profesional evaluador, Diagnóstico y un enlace al Archivo de anamnesis del paciente, un ejemplo se observa en la Figura 22.

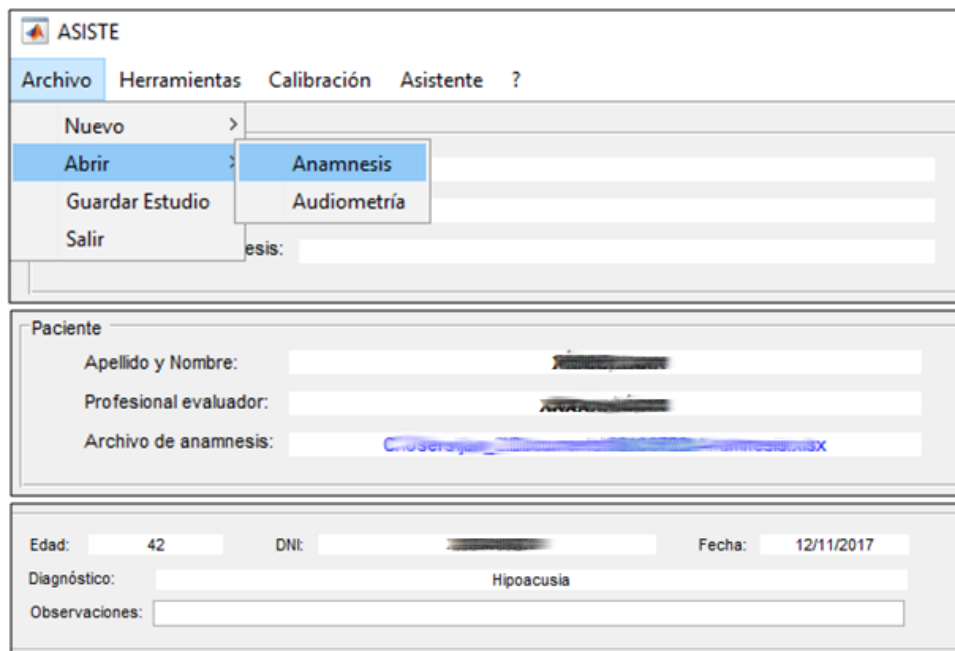


Figura 22 – ASISTE: Cargar paciente.

Realizar estudio

La realización de la audiometría incluye varios aspectos, los cuales se pueden englobar en las siguientes acciones: Selección de tono, Selección de ruido de enmascaramiento, Registro de respuesta, Registro de nivel de enmascaramiento y Realización del audiograma.

Selección de tono

Para la elección del tono a reproducir se toman los valores seleccionados desde la interfaz que determinan el mismo. Las variables se muestran en la Figura 23, y son:

- Vía: Aérea, Ósea Mastoidea, Ósea frontal o Test de Weber.
- Oído a estimular: Derecho o Izquierdo.
- Frecuencia: 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 u 8000 Hz.
- Amplitud: Desde -10 dB hasta el máximo que corresponda para cada frecuencia, según la Tabla 10, Tipo 2.
- Tipo de tono: Pulsado, Manual o Continuo.

The screenshot shows the ASISTE software interface for selecting a tone. It features several control panels:

- Vía:** Radio buttons for 'Aérea' (selected), 'Ósea Mastoidea', 'Ósea Frontal', and 'Weber'.
- Oído:** Radio buttons for 'Derecho' (selected) and 'Izquierdo'.
- Enmascaramiento Contralateral:** Radio buttons for 'Ruido Banda Ancha' (selected) and 'Ruido Banda Estrecha'. Below it is a label 'Amplitud [dB]'.
- Frecuencias:** Radio buttons for frequencies from 125 Hz to 8000 Hz, with 1000 Hz selected.
- Amplitud [dB]:** A digital display showing '0', with a maximum of 'Máx: 120 dB'. Below the display are four buttons: '+', '-', '+', and '-'. Further down are labels 'Control grueso (5 dB)' and 'Control fino (2.5 dB)'. There are also two buttons: 'Enviar Tono' and 'Parar Tono'.
- Tipo de tono:** Radio buttons for 'Pulsado', 'Manual' (selected), and 'Continuo'.
- Indicador:** A white rectangular area at the bottom.

Figura 23 – ASISTE: Selección de tono.

Una vez seleccionadas las características, existen dos botones en la interfaz que permiten las acciones de “Enviar Tono” y “Parar Tono”, que se muestran en la Figura 24. Y por debajo de los mismos, un indicador visual que cambia a color verde si el tono está siendo reproducido, y vuelve al color original blanco, cuando no se envía ningún sonido.

The figure shows two side-by-side screenshots of the ASISTE software interface, focusing on the 'Enviar Tono' and 'Parar Tono' buttons and the 'Indicador'.

- Left Screenshot:** The 'Manual' radio button is selected. The 'Enviar Tono' button is highlighted in green, and the 'Indicador' is a solid green rectangle.
- Right Screenshot:** The 'Manual' radio button is selected. The 'Enviar Tono' button is grey, and the 'Indicador' is a white rectangle.

Figura 24 – ASISTE: Selección e Indicador de tono ON/OFF.

Selección de ruido de enmascaramiento

En caso de aplicar la técnica de enmascaramiento en el oído contralateral al estudiado, la selección del ruido a utilizar se realiza estableciendo las siguientes variables desde la interfaz.

- Vía: Aérea, Ósea Mastoidea u Ósea frontal. (No se permite enmascarar cuando está seleccionada la opción “Weber”.)
- Oído a estimular: Derecho o Izquierdo. (Considerar que el ruido se aplica en el oído contrario al seleccionado, que es el de estudio.)
- Frecuencia: 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 u 8000 Hz. (Esta variable sólo se utiliza en caso de seleccionar el Ruido Banda Estrecha.)
- Amplitud: Desde 0 dB hasta el máximo que corresponda para cada frecuencia, según la Tabla 10, Tipo 2.
- Tipo de ruido: Ruido Banda Ancha o Ruido Banda Estrecha.

Vía

Aérea

Ósea Mastoidea

Ósea Frontal

Weber

Oído

Derecho

Izquierdo

Enmascaramiento Contralateral

Ruido Banda Ancha

Ruido Banda Estrecha

Amplitud [dB]

0

+ -

Enmascarar

Frecuencias

125 Hz

250 Hz

500 Hz

750 Hz

1000 Hz

1500 Hz

2000 Hz

3000 Hz

4000 Hz

6000 Hz

8000 Hz

Registrar nivel de

Mínimo

Máximo

Figura 25 – ASISTE: Selección de ruido enmascarante.

La acción de reproducir el ruido enmascarante se selecciona tildando la opción “Enmascarar” que se muestra en la Figura 26, la cual sirve también de indicador, cambiando a color verde cuando se está enmascarando.

Enmascaramiento Contralateral

Ruido Banda Ancha

Ruido Banda Estrecha

Amplitud [dB]

0

+ -

Enmascarar

Enmascaramiento Contralateral

Ruido Banda Ancha

Ruido Banda Estrecha

Amplitud [dB]

0

+ -

Enmascarar

Figura 26 – ASISTE: Selección e Indicador de ruido ON/OFF.

Registro de respuesta

Todos los datos de la respuesta obtenida del paciente durante la realización de la audiometría se resumen en la Tabla de Respuesta que se encuentra en la interfaz, y se guardan a través de los controles que se encuentran debajo de la misma.

La selección de la fila y la columna donde se registra la respuesta se realiza automáticamente de acuerdo a las variables que se encuentran seleccionadas. Las opciones Vía, Oído y Enmascaramiento (ON/OFF) determinan la fila, y la frecuencia elegida define la columna donde se guarda el dato.

Las opciones de registro relativas al test de Weber sólo están permitidas cuando está seleccionada esta Vía, mientras que las opciones “Con respuesta (Seleccionar umbral)” y “Sin respuesta (Tope audiométrico)” sólo se habilitan en los otros casos. La opción “Borrar respuesta” permite borrar cualquier dato de esta tabla.

Los datos que se guardan en la tabla dependen del tipo de respuesta que se registra. En caso de seleccionar la opción “Con respuesta (Seleccionar umbral)”, se guarda el valor actual de Amplitud (dB) del tono. En el caso de que el paciente no haya escuchado los tonos a su máxima amplitud, se registra este dato con la opción “Sin respuesta (Tope audiométrico)” y se guarda en la tabla el valor máximo de Amplitud (dB) permitido para la frecuencia seleccionada, determinado por la Tabla 10, y precedido por un asterisco. (Ej.: *110). En cuanto a las opciones de registro para el test de Weber, guarda en la tabla una flecha representativa de la respuesta obtenida:

- Lateralizó OD <===
- Lateralizó OI ==>
- No lateralizó <===>

En la Figura 27 se muestra un ejemplo de lo descrito anteriormente.

Tabla de Respuesta	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
Aérea OD							10				
Aérea OI		*80									
O. Mastoidea OD											
O. Mastoidea OI											
O. Frontal											
E-Aérea OD											
E-Aérea OI											
E-O. Mastoidea OD											
E-O. Mastoidea OI											
E-O. Frontal OD											
E-O. Frontal OI											
Weber											==>

Registrar respuesta

Weber

Con respuesta (Seleccionar umbral)

Lateralizó OD

Lateralizó OI

Borrar respuesta

Graficar Audiograma

Sin respuesta (Tope audiométrico)

No lateralizó

Borrar todo

Figura 27 – ASISTE: Registro de respuesta.

Registro del nivel de enmascaramiento

En caso de utilizar la opción de enmascaramiento es conveniente registrar los valores mínimo y máximo que se usaron para enmascarar. Estos valores se guardan en la tabla Nivel de Enmascaramiento, a través de los controles que se encuentran a la izquierda de la misma.

La selección de la fila y la columna donde se registra la respuesta se realiza automáticamente de acuerdo a las variables que se encuentran seleccionadas. Las opciones Vía y Oído determinan la fila, y la frecuencia elegida define la columna donde se guarda el dato.

Los botones “Mínimo” y “Máximo” se utilizan para establecer el valor mínimo y máximo a guardar de Amplitud (dB) del ruido enmascarante. Luego el botón “Guardar” registra esta información en la tabla, con formato “mínimo – máximo”, como se observa en la Figura 28.

Registrar nivel de enmascaramiento			Nivel de Enmascaramiento										
Mínimo	30	Borrar	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
Máximo	55	Guardar	Nivel en Aérea OD								30-55		
			Nivel en Aérea OI										
			Nivel en Ósea OD										
			Nivel en Ósea OI										

Figura 28 – ASISTE: Registro del nivel de enmascaramiento.

Realización del audiograma

Se puede graficar el audiograma a partir de los datos registrados en la Tabla de Respuesta. Esta acción se realiza presionando el botón “Graficar Audiograma”, o desde el menú seleccionando Herramientas – Graficar Audiograma.

Al elegir esta opción se evalúan los datos de respuesta y se abre una nueva ventana donde se muestra el audiograma para oído derecho e izquierdo, realizado automáticamente con las características y simbología adecuadas según lo sugerido por ASHA (1989). En la Figura 29 se muestra un ejemplo del audiograma realizado a partir de los datos registrados.

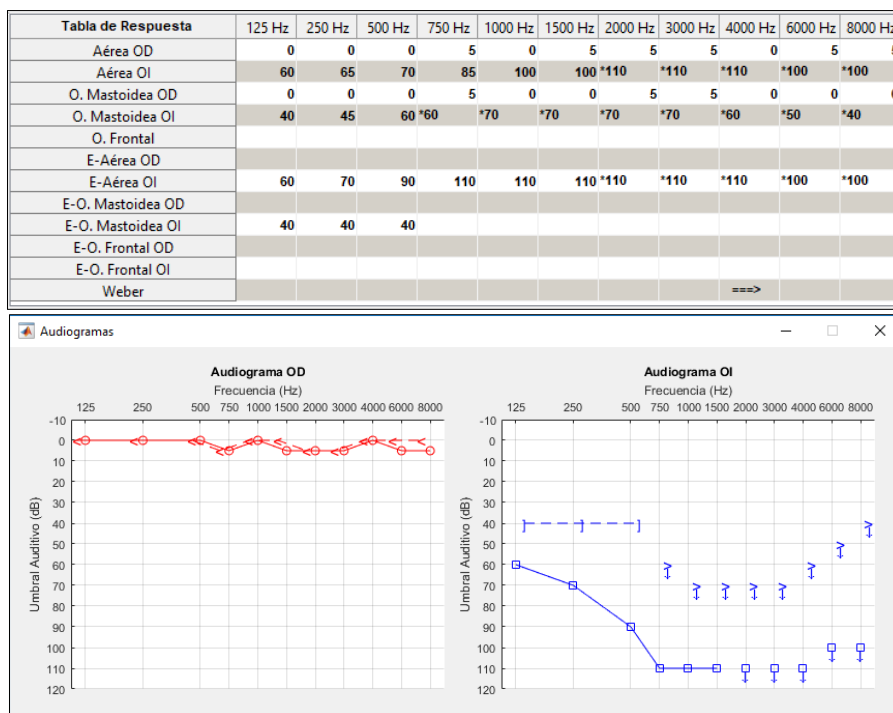


Figura 29 – ASISTE: Realización del audiograma.

Asistente

La evaluación de datos por parte del asistente se realiza seleccionando la opción del menú: Asistente – Evaluar. Allí se abre una nueva ventana, donde se muestra el resultado de la evaluación en forma de texto. El asistente consiste en un sistema experto basado en reglas, programado para brindar ayuda al profesional durante el análisis de las respuestas obtenidas. La información que el asistente puede ofrecer se clasifica en las siguientes categorías:

- Incoherencias entre los datos.
- Datos incompletos.
- Necesidad de aplicar técnicas de enmascaramiento.
- Diagnóstico observado.

Incoherencias entre los datos

El asistente evalúa dos tipos de incoherencias. Por un lado se corrobora que el umbral de la vía aérea no sea menor al umbral de la vía ósea en ningún caso, lo cual no es posible debido a la fisiología de la audición. Si existiera este tipo de incoherencia el asistente no realiza el diagnóstico, informa al usuario sobre la misma, indicando el oído y la frecuencia en donde se encontró el error, e indica que es necesario rehacer el estudio, como en la Figura 30.

Tabla de Respuesta	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
Aérea OD	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Aérea OI	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
O. Mastoidea OD	0	0	0	0	0	5	0	0	0	0	0
O. Mastoidea OI	40	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Evaluación	
Resultados de la evaluación:	
(REHACER) Se encontraron incoherencias en los umbrales de VA y VO del OD, en las siguientes frecuencias: 1500	
(REHACER) Se encontraron incoherencias en los umbrales de VA y VO del OI, en las siguientes frecuencias: 125	
RESOLVER INCOHERENCIAS PARA SEGUIR LA EVALUACIÓN.	

Figura 30 – Asistente: Ejemplo de incoherencia entre vía aérea y vía ósea.

Por otro lado analiza la coherencia del test de Weber registrado, con el diagnóstico elaborado por el mismo asistente, de acuerdo a la Tabla 19. En caso de encontrarse incoherencias, se informa al usuario sobre la misma, indicando el oído donde se encontró el error. Un ejemplo se observa en la Figura 31.

Tabla de Respuesta	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
Aérea OD	5	5	10	5	10	10	5	10	10	10	10
Aérea OI	15	20	25	30	30	30	30	25	30	30	30
O. Mastoidea OD	0	5	0	5	0	5	0	10	0	0	0
O. Mastoidea OI	15	20	20	25	30	30	30	25	30	25	25
O. Frontal											
E-Aérea OD											
E-Aérea OI											
E-O. Mastoidea OD											
E-O. Mastoidea OI	15	20	20	25	30	30	30	25	30	30	25
E-O. Frontal OD											
E-O. Frontal OI											
Weber					==>	==>	==>	==>			

Evaluación	
Resultados de la evaluación:	
(REVISAR) El resultado del test de Weber no es compatible con los datos obtenidos del OI.	
(DIAGNÓSTICO*) Hipoacusia Neurosensorial OI.	
*El diagnóstico realizado depende de las condiciones y la forma en que fue realizado el estudio, y debe ser corroborado por el profesional.	

Figura 31 - Asistente: Ejemplo de incoherencia entre diagnóstico y test de Weber.

Weber				
Lateralización a la izquierda		Sin lateralizaciones	Lateralización a la derecha	
Oído izquierdo	Oído derecho	Ambos oídos	Oído izquierdo	Oído derecho
Normal	Neurosensorial	Normal	Neurosensorial	Normal
Conductiva	Normal	Neurosensorial	Mixta	Normal
Normal	Mixta	Conductiva	Normal	Conductiva
Conductiva	Mixta		Mixta	Conductiva

Tabla 19 – Tipos de hipoacusias relacionadas al test de Weber.

Datos incompletos

En el caso de que no existan datos registrados en la Tabla de Respuesta, si se decide realizar la evaluación a través del asistente se obtiene la siguiente respuesta: “NO HAY DATOS PARA EVALUAR”.

Por otra parte, para analizar la coherencia entre la vía aérea y la vía ósea, es necesario que exista la información sobre ambas para todas las frecuencias. En el caso de que alguno de los datos no se encuentre registrado, el asistente informa que faltan datos para dicha evaluación, y especifica el oído y la frecuencia en donde no se pudo realizar la misma. Además se evalúa el caso en el que se haya utilizado enmascaramiento pero no se haya registrado el valor del nivel de enmascaramiento en la tabla para tal fin. El asistente lo informa a modo de sugerencia, recordando al usuario que registre este valor y especificando la vía, el oído y la frecuencia faltante. Por último se analizan los datos del test de Weber. En el caso que no se haya registrado esta información, el asistente sugiere al usuario que realice dicho test. Los ejemplos se muestran en la Figura 32.

Tabla de Respuesta	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
Aérea OD	5	5	10	5	10	10		10	10		10
Aérea OI	15		25	30	30	30	30	25	30		30
O. Mastoidea OD	0	5	0	5	0	5	0	10	0	0	0
O. Mastoidea OI	15	20	20		30	30	30	25	30	25	25
O. Frontal											
E-Aérea OD											
E-Aérea OI											
E-O. Mastoidea OD											
E-O. Mastoidea OI	15	20	20	25	30	30	30	25	30	30	25
E-O. Frontal OD											
E-O. Frontal OI											
Weber											

Registrar respuesta

Weber

Con respuesta (Seleccionar umbral)

Sin respuesta (Tope audiométrico)

Lateralizó OD

Lateralizó OI

No lateralizó

Borrar respuesta

Borrar todo

Graficar Audiograma

Nivel de Enmascaramiento	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
Nivel en Aérea OD											
Nivel en Aérea OI											
Nivel en Ósea OD											
Nivel en Ósea OI		30-50			30-50	30-50	30-50	30-50	30-50		

Evaluación

Resultados de la evaluación:

(FALTAN DATOS) No se pudo evaluar coherencia entre umbrales de VA y VO del OD, en las siguientes frecuencias: [2000 6000]
(FALTAN DATOS) No se pudo evaluar coherencia entre umbrales de VA y VO del OI, en las siguientes frecuencias: [250 6000]
(DIAGNÓSTICO*) Hipoacusia Neurosensorial OI.
(SUGERENCIA) Registrar nivel de enmascaramiento para VO de OI, en las siguientes frecuencias:[500;750]
(SUGERENCIA) Realizar test de Weber

*El diagnóstico realizado depende de las condiciones y la forma en que fue realizado el estudio, y debe ser corroborado por el profesional.

Figura 32 - Asistente: Ejemplos de datos incompletos.

Necesidad de aplicar técnicas de enmascaramiento

Una función importante del asistente es su capacidad para decidir en qué casos es recomendable aplicar técnicas de enmascaramiento durante la realización de la audiometría. Esta decisión se realiza a través de un conjunto de reglas que se pueden resumir en las siguientes condiciones:

- Cuando los umbrales de la vía aérea del oído examinado y del otro difieren en más de una atenuación interaural (Tabla 17) para la frecuencia que se está explorando, enmascarar vía aérea.
- Cuando el umbral de la vía aérea del oído examinado y el umbral de la vía ósea del no examinado difieren en más de una atenuación interaural (Tabla 17) para la frecuencia que se está explorando, enmascarar vía aérea.
- Cuando los umbrales aéreo y óseo del mismo oído examinado difieren en más de 10 dB, enmascarar vía ósea.
- Cuando los umbrales de la vía ósea del oído examinado y del otro difieren en más de 10 dB, enmascarar vía ósea.
- Cuando el umbral de la vía ósea del oído examinado y el umbral de la vía aérea del no examinado difieren en más de 10 dB, enmascarar vía ósea.
- Cuando se cumple alguna de las condiciones anteriores, y no se registró el enmascaramiento para el caso correspondiente.

Si el asistente determina que es necesario enmascarar lo informa indicando vía, oído y frecuencia. Además muestra un mensaje de advertencia, aclarando que los resultados del diagnóstico no son confiables porque falta corregir lo anterior. En la Figura 33 se muestran ejemplos donde es necesario aplicar la técnica.

Tabla de Respuesta	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
Aérea OD	5	5	10	5	10	10	5	10	15	5	10
Aérea OI	10	15	25	30	30	30	30	25	30	45	45
O. Mastoidea OD	0	5	0	5	0	5	0	10	0	0	0
O. Mastoidea OI	10	15	20	25	30	30	30	25	30	25	25
O. Frontal											
E-Aérea OD											
E-Aérea OI											
E-O. Mastoidea OD											
E-O. Mastoidea OI										30	30
E-O. Frontal OD											
E-O. Frontal OI											
Weber									<===		

Evaluación	
Resultados de la evaluación:	
(ENMASCARAR) Se debe enmascarar la VO del OD, en las siguientes frecuencias: 4000	
(ENMASCARAR) Se debe enmascarar la VA del OI, en las siguientes frecuencias: [6000 8000]	
(ENMASCARAR) Se debe enmascarar la VO del OI, en las siguientes frecuencias: [500;750;1000;1500;2000;3000;4000]	
EL SIGUIENTE DIAGNÓSTICO NO ES CONFIABLE, DEBEN APLICARSE TÉCNICAS DE ENMASCARAMIENTO.	
(DIAGNÓSTICO*) Hipoacusia Mixta OI.	
(DIAGNÓSTICO*) Hipoacusia de Conducción OD.	
*El diagnóstico realizado depende de las condiciones y la forma en que fue realizado el estudio, y debe ser corroborado por el profesional.	

Figura 33 - Asistente: Ejemplos de necesidad de aplicar técnicas de enmascaramiento.

Diagnóstico observado

El asistente determina el diagnóstico a partir de la información obtenida de la tabla de respuesta. Cabe aclarar que el resultado de la evaluación depende únicamente de lo registrado, y que el diagnóstico final debe ser realizado por el profesional fonoaudiólogo teniendo en cuenta las condiciones ambientales en las que se realizó el estudio, los transductores utilizados, la confiabilidad de la respuesta dada por el paciente, etc. De tal modo, el diagnóstico determinado por el asistente será real siempre que el estudio y las respuestas registradas se hayan realizado de forma correcta.

Los posibles resultados de diagnóstico se muestran en la Tabla 20. Las dos primeras columnas presentan el diagnóstico observado en cada oído, mientras que en la última se observa el diagnóstico general, en función de las otras dos, y corresponde a la respuesta que presenta el asistente.

Oído Derecho	Oído Izquierdo	Diagnóstico
Hipoacusia Neurosensorial	Hipoacusia Neurosensorial	Hipoacusia Neurosensorial Bilateral
Hipoacusia Neurosensorial	Hipoacusia de Conducción	Hipoacusia Neurosensorial OD Hipoacusia de Conducción OI
Hipoacusia Neurosensorial	Hipoacusia Mixta	Hipoacusia Neurosensorial OD Hipoacusia Mixta OI
Hipoacusia Neurosensorial	Hipoacusia (no clasificada)	Hipoacusia Neurosensorial OD Hipoacusia OI
Hipoacusia Neurosensorial	Normoacusia	Hipoacusia Neurosensorial OD
Hipoacusia de Conducción	Hipoacusia Neurosensorial	Hipoacusia de Conducción OD Hipoacusia Neurosensorial OI
Hipoacusia de Conducción	Hipoacusia de Conducción	Hipoacusia de Conducción Bilateral
Hipoacusia de Conducción	Hipoacusia Mixta	Hipoacusia de Conducción OD Hipoacusia Mixta OI
Hipoacusia de Conducción	Hipoacusia (no clasificada)	Hipoacusia de Conducción OD Hipoacusia OI
Hipoacusia de Conducción	Normoacusia	Hipoacusia de Conducción OD
Hipoacusia Mixta	Hipoacusia Neurosensorial	Hipoacusia Mixta OD Hipoacusia Neurosensorial OI
Hipoacusia Mixta	Hipoacusia de Conducción	Hipoacusia Mixta OD Hipoacusia de Conducción OI
Hipoacusia Mixta	Hipoacusia Mixta	Hipoacusia Mixta Bilateral
Hipoacusia Mixta	Hipoacusia (no clasificada)	Hipoacusia Mixta OD Hipoacusia OI
Hipoacusia Mixta	Normoacusia	Hipoacusia Mixta OD
Hipoacusia (no clasificada)	Hipoacusia Neurosensorial	Hipoacusia OD Hipoacusia Neurosensorial OI
Hipoacusia (no clasificada)	Hipoacusia de Conducción	Hipoacusia OD Hipoacusia de Conducción OI
Hipoacusia (no clasificada)	Hipoacusia Mixta	Hipoacusia OD Hipoacusia Mixta OI
Hipoacusia (no clasificada)	Hipoacusia (no clasificada)	Hipoacusia Bilateral
Hipoacusia (no clasificada)	Normoacusia	Hipoacusia OD
Normoacusia	Hipoacusia Neurosensorial	Hipoacusia Neurosensorial OI
Normoacusia	Hipoacusia de Conducción	Hipoacusia de Conducción OI
Normoacusia	Hipoacusia Mixta	Hipoacusia Mixta OI
Normoacusia	Hipoacusia (no clasificada)	Hipoacusia OI
Normoacusia	Normoacusia	Normoacusia

Tabla 20 – Asistente: Diagnóstico.

Ejemplos del diagnóstico realizado se muestran en las Figuras 31, 32, 33 y 34.

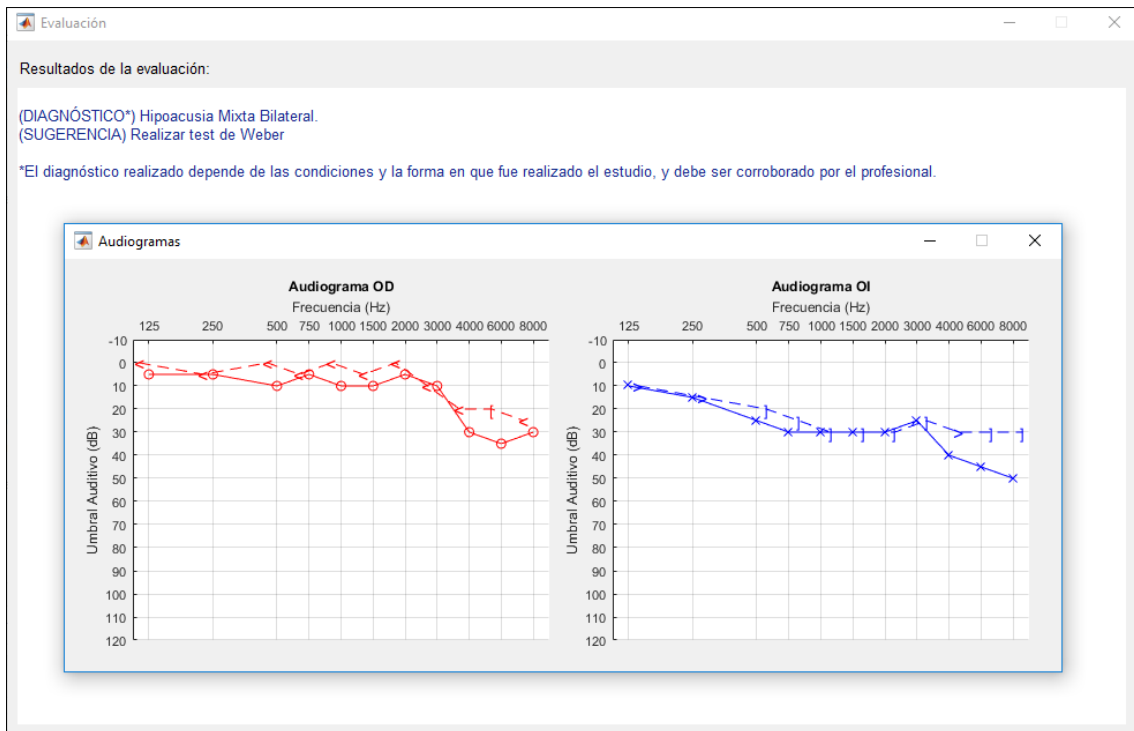


Figura 34 – Asistente: Ejemplo de diagnóstico y audiograma.

Guardar estudio

Para guardar la audiometría realizada se debe seleccionar la opción: Archivo - Guardar Estudio. Esta opción permite guardar todos los datos registrados en dos archivos: una plantilla de planilla de cálculo donde se incluyen los datos del paciente, la tabla de respuesta, la tabla de nivel de enmascaramiento, un link al archivo de anamnesis del paciente, otro link a la imagen del audiograma y una celda de "Observaciones" con la información que el profesional desee agregar al estudio. La plantilla del estudio se adjunta en el Anexo. El otro archivo que se guarda es una imagen (.jpeg) del audiograma realizado por ASISTE.

Ambos archivos se guardan en la carpeta seleccionada por el usuario desde un cuadro de diálogo y se coloca automáticamente el nombre de los mismos con el siguiente formato: "DNI FECHA (AAAA-MM-DD)". A continuación se muestra al usuario el mensaje que se observa en la Figura 35.

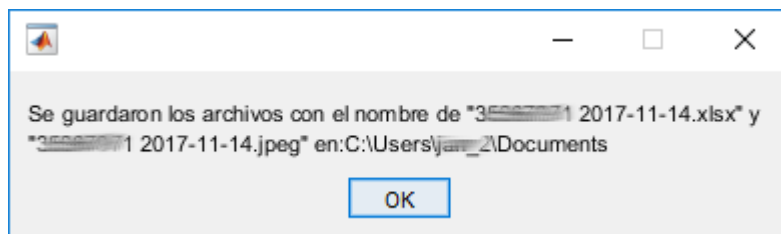


Figura 35 – ASISTE: Guardar estudio.

Resultados

Calibración

El equipamiento necesario para realizar la verificación y la calibración de un audiómetro se muestra en la Figura 36.

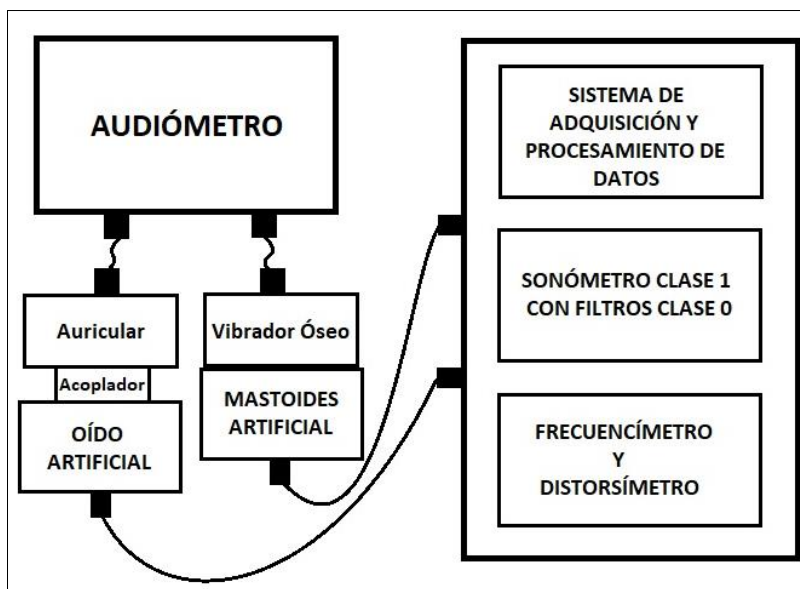


Figura 36 – Equipamiento necesario para calibrar un audiómetro.

La calibración del audiómetro fue realizada en el CINTRA (Centro de Investigación y Transferencia en Acústica), Unidad Asociada de CONICET (Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas) cuya sede se encuentra en la UTN (Universidad Tecnológica Nacional - Facultad Regional Córdoba), y el instrumental utilizado se encuentra en la Tabla 21, cuyas especificaciones técnicas se adjuntan en el Anexo.

Equipo	Marca y Modelo
Notebook	BANGHO MAX G0101
Placa de sonido integrada	REALTEK High Definition Audio
Auricular supraaural	TDH-39
Oído artificial	B&K 4152
Micrófono	B&K 4144 de 1"
Amplificador de medición	B&K 2636
Calibrador acústico	B&K 4231
Multímetro Digital	PICOTEST M3500A
Distorsímetro	HM 8027

Tabla 21 – Instrumental utilizado para la calibración.

A fines de poder realizar la calibración y registrar los valores medidos, se incluyó en ASISTE la opción Calibración en el menú. Al acceder a la misma, el programa abre una ventana que permite seleccionar el archivo de audio a reproducir durante la medición, elegir el nivel de salida para el mismo (en un valor adimensional que representa la amplitud de la señal) y registrar el nivel medido a la amplitud escogida. A su vez, el software calcula el error y, a partir del mismo, el nivel de amplitud a establecer para obtener la salida buscada.

Luego se puede guardar esta información exportándola en una planilla de cálculo, y a partir de estos datos se pueden calcular los valores de salida calibrados para cada frecuencia y nivel de sonoridad deseado. La ventana de Calibración de ASISTE se muestra en la Figura 37.

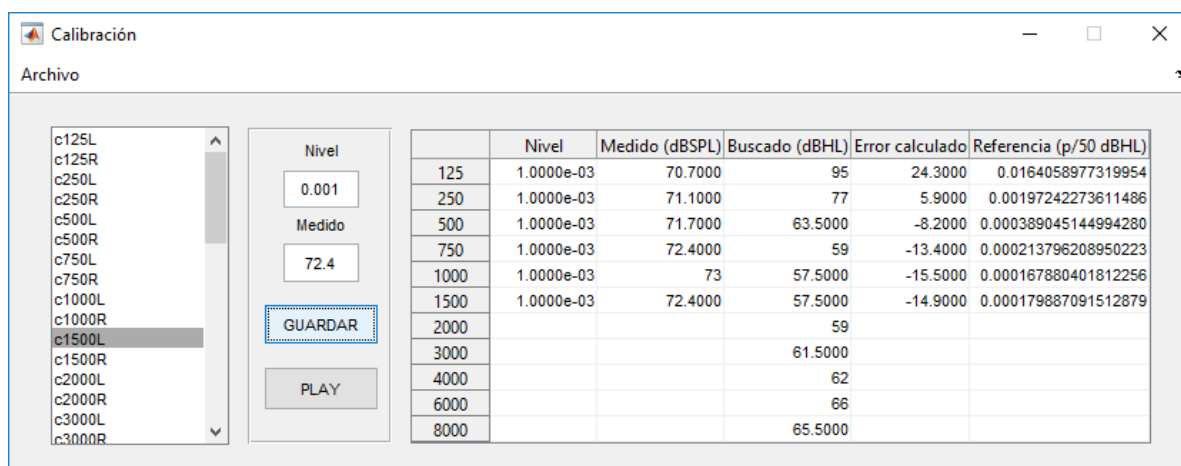


Figura 37 – ASISTE: Calibración.

El nivel de presión sonora a tomar como cero de referencia (RETSPL) según la norma ANSI S3.6 para auriculares supraaurales que cumplan el apartado 9.1 de dicha norma, se corresponde con el indicado en la Tabla 22 (columnas 1 y 2). Este tipo de auriculares se puede calibrar con un oído artificial o un acoplador acústico.

Frecuencia (Hz)	RETSPL para auriculares TDH-39 (dB _{SPL})	Lectura del sonómetro p/50 dB _{HL} (dB _{SPL})
125	45	95
250	27	77
500	13,5	63,5
750	9	59
1000	7,5	57,5
1500	7,5	57,5
2000	9	59
3000	11,5	61,5
4000	12	62
6000	16	66
8000	15,5	65,5

Tabla 22 – Valores de referencia RETSPL para TDH-39.

En un primer paso se procedió a la calibración del sonómetro, utilizando para esto el calibrador acústico aplicado al oído artificial, donde se colocó el micrófono conectado al sonómetro.

El procedimiento de calibración del audiómetro se realizó enviando los tonos puros de todas las frecuencias utilizadas en el estudio. Se colocó el auricular sobre el oído artificial y se conectó al sonómetro de banda de octava calibrado, a través del micrófono, como se observa en la Figura 38.



Figura 38 – Instrumentos utilizados para la calibración.

La amplitud del tono puro se ajustó en la subrutina de software para cumplir el nivel requerido de presión sonora a la frecuencia especificada en la Tabla 22. Es importante mencionar que los niveles umbral de referencia dependen del tipo de auricular que se utiliza. Durante el proceso de calibración, el nivel de umbral de audición a tomar como referencia para la medición se ajustó a 50 dB_{HL} y se midieron los niveles de presión sonora a la salida del oído artificial, en las frecuencias de 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 y 8000 Hz. El valor obtenido debe corresponder a los niveles indicados en la Tabla 22 (columna 3).

La amplitud de la señal disminuye en 1/10 cada 20 dB de disminución en el nivel de presión de sonido, respondiendo a la Ecuación 4:

$$HL(dB) = 20 \log\left(\frac{a_i}{a_{i+1}}\right)$$

Ecuación 4 – Relación de amplitud de la señal para calibración.

Donde $i = 0, 1, 2, \dots$, a_i es la amplitud correspondiente al nivel auditivo medido y HL es nivel auditivo (Hearing Level dB).

Debido a que en el software se utilizó un salto mínimo de 2,5 dB_{HL} para el diagnóstico, la Ecuación 4 fue reformulada en la Ecuación 5, a partir de la cual fue posible calcular las otras amplitudes una vez determinada la referencia para los 50 dB_{HL}.

$$a_{i+1} = a_i * 10^{\left(\pm \frac{2,5}{20}\right)}$$

Ecuación 5 – Amplitud de la señal calibrada.

Los valores de referencia que se obtuvieron a partir de la medición realizada se muestran en la Tabla 23.

OD				
Frecuencia (Hz)	Amplitud	Nivel medido (dB _{SPL})	Error (dB _{SPL})	Amplitud p/50db _{HL}
125	0,001	70,7	-24,3	0,016405898
250	0,001	71,1	-5,9	0,001972423
500	0,001	71,7	8,2	0,000389045
750	0,001	72,4	13,4	0,000213796
1000	0,001	73	15,5	0,00016788
1500	0,001	72,4	14,9	0,000179887
2000	0,001	70,9	11,9	0,000254097
3000	0,001	74,9	13,4	0,000213796
4000	0,001	71,6	9,6	0,000331131
6000	0,001	74,9	8,9	0,000358922
8000	0,001	61,9	-3,6	0,001513561
OI				
Frecuencia (Hz)	Amplitud	Nivel medido (dB _{SPL})	Error (dB _{SPL})	Amplitud p/50db _{HL}
125	0,001	70,7	-24,3	0,016405898
250	0,001	71,2	-5,8	0,001949845
500	0,001	71,6	8,1	0,00039355
750	0,001	72,4	13,4	0,000213796
1000	0,001	73,2	15,7	0,000164059
1500	0,001	72,9	15,4	0,000169824
2000	0,001	70,8	11,8	0,00025704
3000	0,001	74,1	12,6	0,000234423
4000	0,001	71,6	9,6	0,000331131
6000	0,001	75,1	9,1	0,000350752
8000	0,001	61,3	-4,2	0,00162181

Tabla 23 – Medición y cálculo de amplitud de referencia para 50 dB_{HL}.

Luego de realizar los cálculos y calibrar el audiómetro, se volvió a realizar la medición para verificar el error de la salida. Los resultados de las mediciones se muestran en la Tabla 24, y el error observado es mucho menor al exigido en la normativa para un audiómetro Tipo 1.

OD			
Frecuencia (Hz)	Amplitud	Nivel medido (dB _{SPL})	Error (dB _{SPL})
125	0,0164059	94,9	-0,1
250	0,00197242	76,8	-0,2
500	0,00038905	63,3	-0,2
750	0,0002138	58,8	-0,2
1000	0,00016788	57,3	-0,2
1500	0,00017989	57,3	-0,2
2000	0,0002541	58,7	-0,3
3000	0,0002138	61,2	-0,3
4000	0,00033113	61,8	-0,2
6000	0,00035892	65,8	-0,2
8000	0,00151356	65,1	-0,4

OI			
Frecuencia (Hz)	Amplitud	Nivel medido (dB _{SPL})	Error (dB _{SPL})
125	0,0164059	95	0
250	0,00194984	76,9	-0,1
500	0,00039355	63,6	0,1
750	0,0002138	59	0
1000	0,00016406	57,7	0,2
1500	0,00016982	57,6	0,1
2000	0,00025704	59	0
3000	0,00023442	61,4	-0,1
4000	0,00033113	62,1	0,1
6000	0,00035075	65,9	-0,1
8000	0,00162181	65,4	-0,1

Tabla 24 – Error del nivel de salida (dB) luego de la calibración.

Además se midieron los niveles de salida a medida que se aumentaban y disminuían 2,5dB desde ASISTE, pero el error encontrado se encontraba en el orden del error medido para los 50 dB_{HL} que se tomaron como referencia.

Por otra parte se midió la frecuencia de salida con un frecuencímetro, y distorsión armónica para cada frecuencia. Para ello se colocaron los auriculares y el oído artificial en una caja insonorizada, y se conectó al distorsímetro a través de un pre-amplificador de medición, como se muestra en la Figura 39. Las frecuencias observadas no presentaron error significativo, y el error máximo de distorsión armónica medido para todas las frecuencias fue de 0.2%, el cual es considerablemente inferior al exigido.

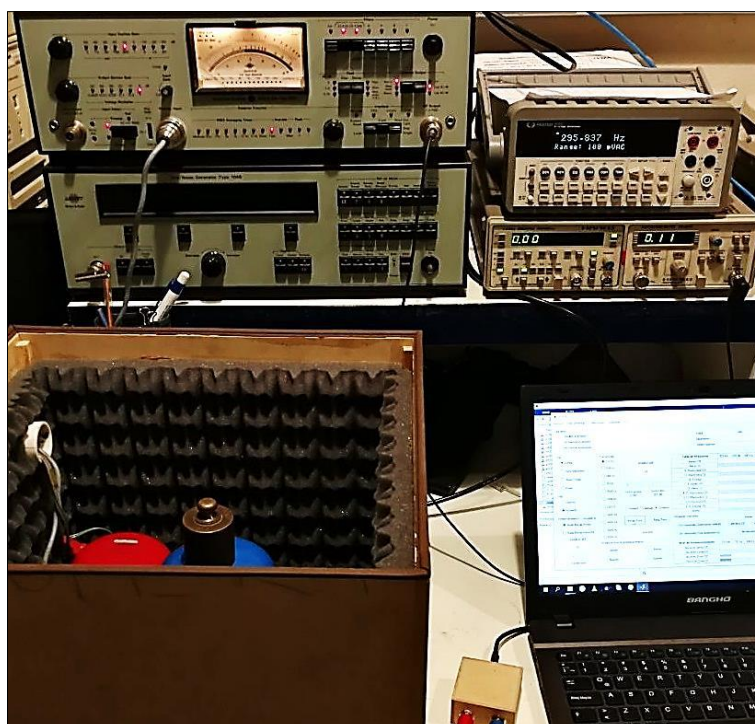


Figura 39 – Instrumentos utilizados para la medición de la distorsión armónica.

Por último se midió el piso de ruido de la placa de sonido utilizada, con el sonómetro conectado a la salida de audio de la misma, mientras se encontraba conectada a la toma de corriente. Los datos relevados se muestran en la Tabla 25.

Frecuencia (Hz)	125	250	500	800	1000	1600	2000	3150	4000	6000	8000
SPL (dB)	18	12.2	12.2	9.7	7.8	8.2	11.3	12.2	13.4	15.8	16.9

Tabla 25 – Piso de ruido de la placa de sonido.

Todos los ensayos realizados fueron certificados por el CINTRA y se adjunta el informe correspondiente en el Anexo.

En cuanto a la prueba del software desarrollado, el mismo fue presentado a estudiantes de la cátedra de Audiología, de la carrera de Fonoaudiología en la UNC, los cuales pudieron utilizar el mismo realizando simulaciones de audiometrías, y evaluaron el desempeño de ASISTE.

De esa evaluación se puede destacar que la solución propuesta presentó las siguientes ventajas respecto a los audiómetros convencionales:

- Manejo intuitivo de las herramientas, simple de entender al primer uso.
- Posibilidad de aplicar el ruido enmascarante de manera totalmente independiente del tono estímulo. Opción de envío de tono que corta automáticamente luego de 2 seg.
- La simplicidad en el registro de datos y la realización automática del audiograma que agilizan el estudio.
- La evaluación de la respuesta del paciente por parte del asistente, que colabora en la toma de decisiones y facilita la determinación del diagnóstico, siendo una herramienta que sirve de gran soporte para el profesional con poca experiencia clínica.

Análisis de costos

Primero se analiza el costo de construir una unidad, teniendo como resultado lo que se muestra en las Tablas 26 y 27.

Hardware	Cantidad	Precio
Auriculares TDH-39	1	\$ 3.600
Transductor Óseo B71	1	\$ 2.200
Adaptador para transductores	1	\$ 50
Cable audio estéreo de 3,5 mm a 3,5 mm	1	\$ 100
	Total	\$ 5.950

Tabla 26 – Costo del hardware.

Software	Cantidad	Precio
Programación	140 hs.	\$ 170 x hs.
Licencia MATLAB® + Librerías	1	\$ 221.000
	Total	\$ 244.800

Tabla 27 – Costo del software.

Por lo tanto, el total calculado entre hardware y software para realizar el primer producto es igual a: \$250.750. Cabe aclarar que el costo más importante corresponde a la licencia de Matlab® utilizada, que se paga por única vez, y que puede eliminarse si se migra a un lenguaje de programación libre.

Plan de negocios

Se piensa que es posible insertar el producto primero a nivel provincial en un plazo de un año y luego a nivel nacional en un período de 3 años. En primer lugar se marca el producto con un valor de \$ 40.000, que incluye hardware y software. Además para promocionarlo se incorpora lo siguiente:

- **Capacitación:** Se tiene en cuenta el manejo del software completo, y recomendaciones para el correcto uso y mantenimiento de los transductores. Se propone una jornada de 4 horas. Precio: \$700 por única vez.
- **Mantenimiento:** Incluye actualizaciones periódicas de software, verificación y calibración anual del audiómetro. Precio: \$1.000 semestral más el costo de calibración. El monto del servicio de calibración no está incluido en ese precio, ya que se realiza a través de un tercero.

En cuanto a los recursos humanos se estima que son necesarias 2 personas, una para la programación, instalación y mantenimiento del software, y otra para la logística, venta y capacitación. Se hace un cálculo de sueldo mensual de \$17.000 para cada uno.

Se hace el análisis partiendo de un capital inicial de cero pesos y solicitando un préstamo a devolver en 6 meses con un interés fijo del 3% mensual. En la Tabla 28 se plantea la hipótesis referida a las proyecciones en las ventas para el caso que se vendan 3 unidades por mes.

Moneda: Pesos Argentinos													
Se supone interés (simple) fijo mensual		\$275.000 (3%) = \$8.250											
Se suponen 3 unidades vendidas por mes													
Mes	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Saldo mes anterior	0	\$ 2.150	\$ 28.192	\$ 54.233	\$ 80.275	\$ 106.317	\$ 132.359	\$ 158.400	\$ 234.650	\$ 310.900	\$ 387.150	\$ 463.400	\$ 539.650
INGRESOS													
Capital Inicial (Préstamo)	\$ 275.000												
Ingreso por ventas	0	\$ 120.000	\$ 120.000	\$ 120.000	\$ 120.000	\$ 120.000	\$ 120.000	\$ 120.000	\$ 120.000	\$ 120.000	\$ 120.000	\$ 120.000	\$ 120.000
Capacitación	0	\$ 2.100	\$ 2.100	\$ 2.100	\$ 2.100	\$ 2.100	\$ 2.100	\$ 2.100	\$ 2.100	\$ 2.100	\$ 2.100	\$ 2.100	\$ 2.100
Mantenimiento	0	\$ 3.000	\$ 3.000	\$ 3.000	\$ 3.000	\$ 3.000	\$ 3.000	\$ 6.000	\$ 6.000	\$ 6.000	\$ 6.000	\$ 6.000	\$ 6.000
Subtotal 1	\$ 275.000	\$ 125.100	\$ 125.100	\$ 125.100	\$ 125.100	\$ 125.100	\$ 125.100	\$ 128.100	\$ 128.100	\$ 128.100	\$ 128.100	\$ 128.100	\$ 128.100
EGRESOS													
Devolución préstamo (6 cuotas 3% interés)	0	\$ 47.208	\$ 47.208	\$ 47.208	\$ 47.208	\$ 47.208	\$ 47.208						
Sueldos	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000	\$ 34.000
Costo Hardware	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850	\$ 17.850
Licencia MATLAB®	\$ 221.000												
Subtotal 2	\$ 272.850	\$ 99.058	\$ 99.058	\$ 99.058	\$ 99.058	\$ 99.058	\$ 99.058	\$ 51.850	\$ 51.850	\$ 51.850	\$ 51.850	\$ 51.850	\$ 51.850
Total acumulado	\$ 2.150	\$ 28.192	\$ 54.233	\$ 80.275	\$ 106.317	\$ 132.359	\$ 158.400	\$ 234.650	\$ 310.900	\$ 387.150	\$ 463.400	\$ 539.650	\$ 615.900

Tabla 28 – Retorno sobre la inversión.

Conclusión

Una de las primeras dificultades que se presentaron durante el diseño del software, fue la forma de generar y reproducir los tonos y ruidos de manera que presenten las características de forma de onda deseada y, a la vez, que se pueda realizar el envío de las señales en cada canal separado, con amplitud y tiempos de duración controlados de manera independiente. Frente a distintas propuestas de generación de señal y reproducción de la misma, se optó por utilizar archivos de audio diferentes para cada tono y oído. De esta forma se pudieron controlar las variables deseadas, y se obtuvo un buen resultado de manejo de canales, incluso superando las prestaciones de muchos audiómetros comerciales.

Por otro lado, se logró integrar la herramienta de audiograma, que permite graficar automáticamente los datos recogidos por el fonoaudiólogo, y cumple con las características y la simbología recomendada por ASHA. Esta función permite agilizar el estudio, a la vez que ofrece la posibilidad de presentar los datos en forma prolija y estandarizada, e imprimir o guardar el audiograma de manera simple para el profesional.

Fue posible realizar la aplicación de un sistema experto basado en reglas, que funciona como un asistente evaluador de los datos. Se cumplió el objetivo propuesto de dar apoyo y brindar una solución a los problemas técnicos a los que se enfrenta el profesional inexperto.

En cuanto a la calibración del sistema desarrollado, la principal dificultad surgió debido a que no existen en Córdoba muchos lugares que cuenten con la instrumentación necesaria para su realización, y fue difícil acceder a estos equipos ya que su costo es muy elevado. Afortunadamente el CINTRA respondió a la necesidad, brindando el tiempo y el instrumental necesario para calibrar correctamente la vía aérea, y realizar las mediciones relacionadas a las características y el desempeño de la placa de sonido de la PC utilizada. Sin embargo, aunque el procedimiento es muy similar a la calibración para la vía aérea, no fue posible calibrar la vía ósea debido a que la mastoides artificial no se encontraba disponible a tal efecto.

Los resultados que se obtuvieron luego de calibrar el audiómetro demostraron que se puede realizar un audiómetro para uso clínico utilizando la placa de sonido integrada a la PC.

Por último, la valoración del desempeño del software propuesto por parte de estudiantes de fonoaudiología fue muy positiva, indicando que la solución planteada significa una mejora de la situación actual y es susceptible de ser comercializada.

Propuestas futuras

Las líneas futuras que se deberían desarrollar son:

- La definición e implementación de un sistema automático de calibración de audiómetros.
- Agregar al software distintos tests utilizados en fonoaudiología, y la posibilidad de realizar logaudiometría.

- Analizar las características de los audiómetros de frecuencia extendida y la posibilidad de ampliar el alcance del software a estas frecuencias.
- Integración de un sistema de respuesta del paciente a modo de pulsador o similar.
- Integración de un micrófono.
- Analizar la posibilidad de extender el uso del software en otros dispositivos, como tabletas o teléfonos inteligentes.
- Adaptación del asistente para responder a situaciones más complejas, y a nuevos problemas que puedan surgir.

Bibliografía y Referencias

- [1] Sears-Zemansky. Física Universitaria volumen 1. 12ª Edición. México, 2009.
- [2] R. Chavez Rodriguez; J. L. Pineda Cardenas. Audiometría Binaural. Instituto Politécnico Nacional, México, 2012.
- [3] J. M. Vélez Restrepo. Diseño y construcción de una audiómetro. Escuela de ingeniería, Universidad EAFIT, Medellín, Colombia, 2006.
- [4] C. Harris. Manual de medidas acústicas y control del ruido. España, 1995.
- [5] S. Serra; L. Baydas; M. Brizuela; E. Soria; B. Curtó; J. P. Nieva. Manual de audiología en fonoaudiología. UNC, Argentina.
- [6] P. Falley; G. Geuze. Manual de audiometría. 1º edición. Buenos Aires, Argentina, 2007
- [7] M.P. Rivas Lacarte; X. González Compta; M. Gil Hermoso; A. Rispau Falgás; S. Moreno Molina. Audiometría: definición, tipos y utilidad diagnóstica y clínica. JANO EMC - Ciencia, tecnología y medicina. Viernes 10 Septiembre 1999. Volumen 56 - Número 1310 p. 59.
- [8] M. Ruiz González. Aplicación de las nuevas tecnologías en audiómetros de tonos puros de altas prestaciones. Universidad Politécnica de Madrid, España 2002.
- [9] L. Beranek. Acoustical Measurements. 2º Edition. American Institute of Physics, 1988.
- [10] G. Sebastián. Audiología práctica. 1979.
- [11] J. Quirós. Introducción a la audiometría. 1973.
- [12] R. R. Díaz. Técnicas audiométricas en la infancia. Facultad de Ciencias de la Ingeniería, Universidad Austral de Chile, Chile, 2002.
- [13] Audiometric Symbols. Committee on Audiologic Evaluation. ASHA 1989.
- [14] A. S. Molina Ortega; J. O. Ochoa Mora. Sistema Experto para el apoyo en diagnóstico de glaucoma crónico de ángulo abierto. Universidad de Cuenca, Ecuador, 2011
- [15] E. Castillo; J.M. Gutiérrez; H. Hadi. Expert Systems and Probabilistic Network Models. Springer, New York. Versión Española editada por la Academia Española de Ingeniería, 1997.

Anexo

ANAMNESIS ADULTOS	
	Fecha: _____
DATOS DE IDENTIFICACIÓN	
Nombres:	
Apellidos:	
Edad:	
DNI:	
Nacionalidad:	
Domicilio:	
Estado civil:	
Ocupación:	
Teléfono:	
Motivo de consulta:	
Derivado por:	
SÍNTOMAS	
Antigüedad del problema:	
Forma de comienzo:	
Acúfenos:	
Mareo, vértigo o inestabilidad:	
Oye y no entiende:	
Oye suave:	
Molestia cuando hay ruido:	
Dificultad para oír el timbre o el teléfono:	
Otros:	
ANTECEDENTES	
Enfermedades:	
Adenoiditis	
Amigdalitis	
Convulsiones	
Coqueluche	
Difteria	
Escarlatina	
Faringitis	
Fiebre tifoidea	
Gripe	
Meningitis	
Obstrucción tubárica	
Otitis	
Parotiditis	
Poliomielitis	
Rinitis	
Sarampión	
Síndrome vertiginoso	
Sinusitis	
Supuración de oídos	
Traumatismo craneano	
Varicela	
Otros	
Medicamentos:	
Estreptomicina	
Quinina	
Gentamicina	
Otros	
APRECIACIÓN DEL EXAMINADOR	
Características de su comunicación:	
Gestual	
Oral	
Características de su lenguaje:	
Comprensión	
Expresión	
Características de su voz:	
Otras observaciones:	
Diagnóstico presuntivo:	
Profesional examinador:	

ANAMNESIS INFANTIL			
			Fecha:
DATOS DE IDENTIFICACIÓN			
Nombres:			
Apellidos:			
Edad:			
DNI:			
Motivo de consulta:			
Derivado por:			
Nombre de los padres:			
Teléfono:			
ANTECEDENTES PRECONCEPCIONALES			
Edad de los padres en el momento de la gestación:			
Antecedentes de complicaciones de otros partos:			
Consanguinidad:			
Incompatibilidad feto-materna:			
Enfermedades maternas antes del embarazo:			
ANTECEDENTES PRENATALES			
Amenaza de aborto:		Mes:	
Enfermedad durante el embarazo:			
Rubéola		Mes:	
Sarampión		Mes:	
Toxoplasmosis		Mes:	
Varicela		Mes:	
Traumatismo		Mes:	
Preclancia		Mes:	
Sífilis		Mes:	
VIH		Mes:	
Tratamiento RX		Mes:	
Cobaltoterapia		Mes:	
Ingesta de:			
Abortivos		Mes:	
Alcohol		Mes:	
Café		Mes:	
Cocaína		Mes:	
Estreptomicina		Mes:	
Kanamicina		Mes:	
Marihuana		Mes:	
Morfina		Mes:	
Neomicina		Mes:	
Tabaco		Mes:	
Vitaminas		Mes:	
Medicamentos		Mes:	Cuáles:
Otros		Mes:	Cuáles:
Intervenciones quirúrgicas durante el embarazo:		Mes:	Anestesia:
ANTECEDENTES NATALES			
Duración del embarazo:			
Parto natural:			
Nacimiento por cesárea:			
Nacimiento inducido o provocado:			
Presentación al nacer:			
Duración del parto:			
Lloró al nacer:			
Peso:			
Talla:			
Anoxia:			
Hipoxia:			
Ictericia:			
Cianosis:			
Malformación congénita:			
Complicaciones en el parto:		Cuáles:	

ANTECEDENTES POSTNATALES			
Incubadora:		Tiempo:	
Lámpara:		Tiempo:	
Esquema de vacunación completo:			
Enfermedades:			
Dificultad visual			
Dificultad auditiva			
Rubéola			
Sarampión			
Fiebres altas			
Meningitis			
Varicela			
Paperas			
Trastornos renales			
Poliomielitis			
Convulsiones			
Cefaleas			
Mareos			
Alergias			
Hemorragias			
Difteria			
Parálisis infantil			
Desmayos			
Hipoxia			
Trastornos vasculares			
Trastornos del equilibrio			
Trastornos cardíacos			
Tuberculosis			
Vértigos			
Gripe			
Obstrucción tubárica			
Parotiditis			
Supuración de oído			
Otalgias			
Otitis			
Otras enfermedades		Cuáles:	
ANTECEDENTES MÉDICO-TERAPÉUTICOS			
Cirugías:		Cuáles:	
Hospitalizaciones:		Cuáles:	
Exámenes complementarios:		Cuáles:	
Diagnóstico:			
HISTORIA DEL DESARROLLO			
Lactancia:		Tiempo:	
Uso de chupete:		Tiempo:	
Chupaba el dedo u otro objeto:		Tiempo:	
Se ahoga:		Alimentos:	
Succión:			
Relación con el alimento:			
Dificultad para alimentarse:			
Vómitos:			
DESARROLLO NEUROPSICOMOTOR			
Edad de aparición de los dientes:			
Cuándo apareció la sonrisa frente al rostro materno:			
Cuándo sostuvo la cabeza:			
Cuándo se sentó solo:			
Cuándo se paró:			
Cuándo caminó:			
Conducta inusual:		Cuál:	
Se cae mucho:		Desde:	
Tropezaba con facilidad:		Desde:	
Arrastra los pies al caminar:		Desde:	
Controla esfínteres:			
Vesical diurno		Desde:	
Vesical nocturno		Desde:	
Anal diurno		Desde:	
Anal nocturno		Desde:	

LENGUAJE	
Primeras sílabas:	
Primeras palabras:	
Primeras frases:	
Dificultad para pronunciar algunas palabras:	
Tartamudez:	
Se entiende lo que dice:	
SUEÑO	
Sueño dificultoso:	
Habla dormido	Desde:
Grita	Desde:
Pesadillas	Desde:
Insomnio	Desde:
Sonambulismo	Desde:
Otras	Desde:
JUEGO	
Respuesta al sonido del sonajero:	
Tendencia a oler objetos:	
Juego particular con las manos:	
Logra mantener la atención en una actividad:	
Se integra con otros niños durante el juego:	
Responde a órdenes y consignas:	
Tiene facilidad para separarse de su mamá/papá:	
Tiene facilidad para relacionarse con desconocidos:	
Conducta general en la casa:	
Conducta fuera de su casa:	
Carácter del niño:	
ESCOLARIDAD	
Progreso en la escuela:	
Tiene facilidad para pintar, dibujar, cortar:	
En qué áreas se desenvuelve con facilidad:	
En qué áreas presenta dificultades:	
Repitió algún grado:	Cuál:
APRECIACIÓN DEL EXAMINADOR	
Observación de las conductas espontáneas:	
Observación de las conductas provocadas:	
Conducta en el consultorio:	
Características de su comunicación:	
Gestual	
Oral	
Características de su lenguaje:	
Comprensión	
Expresión	
Características de su voz:	
Otras observaciones:	
Diagnóstico presuntivo:	
Profesional examinador:	

AUDIOMETRÍA

Fecha:	
Apellido y Nombre:	
Edad:	
DNI:	
Diagnóstico presuntivo:	
Profesional evaluador:	
Anamnesis:	

Tabla Audiometría	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
Aérea OD											
Aérea OI											
Ósea Mastoidea OD											
Ósea Mastoidea OI											
Ósea Frontal											
Enmascarada - Aérea OD											
Enmascarada - Aérea OI											
Enmascarada - O. Mastoidea OD											
Enmascarada - O. Mastoidea OI											
Enmascarada - O. Frontal OD											
Enmascarada - O. Frontal OI											
Weber											

Enmascaramiento Efectivo	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
Aérea OD											
Aérea OI											
Ósea OD											
Ósea OI											

Audiograma:	
Observaciones:	

Product Data

Wide Range Measuring Amplifiers — Types 2610 and 2636

USES:

- IEC651 Type 0 precision sound level meter with Brüel&Kjær $\frac{1}{2}$ -inch Condenser Microphones
- Versatile vibration meter with Brüel&Kjær piezoelectric accelerometers and other vibration transducers
- Wide-range, high-accuracy voltmeter. Max.Hold for capture and display of short duration signal levels
- Low-noise amplifier with calibrated gain, selectable from -30 to $+100$ dB, and built-in calibration source
- Frequency analyzer with Brüel&Kjær Band Pass Filters

COMMON FEATURES:

- Overall frequency range from 1Hz up to 200kHz
- Measuring ranges from $10\mu\text{V}$ to 30V FSD (300V with 10:1 input probe) selectable in 10dB steps
- Interchangeable meter scales for sound, vibration and voltage measurements etc.
- Automatic indication of measurement mode, range, gain, and input and output overload
- Direct, plus Mic. Preamp. Input with 0; 28 and 200V microphone polarization
- Wide-range analog AC and DC outputs for magnetic tape and graphic recording

FEATURES 2610:

- Accurate true RMS indication for AC signals with crest factors up to 10 (up to 20 below FSD)
- Selectable “Fast”, “Slow” and “20s” RMS averaging
- Max.Hold mode for RMS and Peak measurements. Max.Peak indication with signals of $25\mu\text{s}$ or longer
- 22.4Hz high-pass and “A”-weighting networks

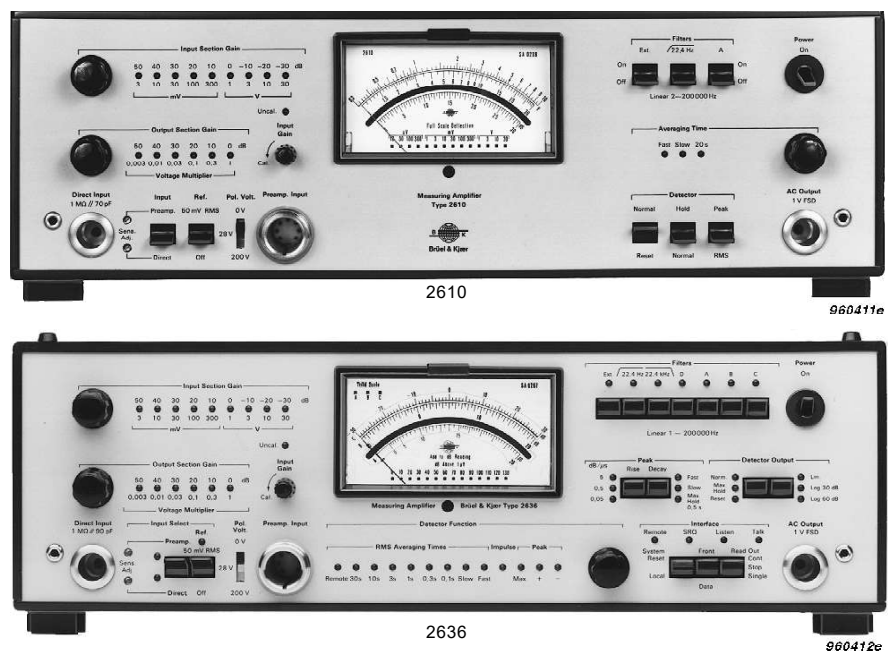
FEATURES 2636:

- Accurate true RMS and Impulse indications for AC signals with crest factors up to 10 (50 below FSD)
- Selectable “Fast”, “Slow” and 0.1 to 30s RMS averaging. Auto-control via Band Pass Filter Type 1617
- Accurate +Peak, –Peak and Max.Peak indications with signals of $8\mu\text{s}$ or longer
- Max.Hold mode for RMS, Impulse and Peak measurements
- Log and Lin meter display and DC output modes
- Selectable 22.4Hz high-pass, 22.4kHz low-pass, plus “A”-, “B”-, “C”- and “D”-weighting networks
- IEC-625-1/IEEE-488 compatible digital interface bus for digital read-out and control
- Automatic self-test mode

Introduction

The Brüel & Kjær Measuring Amplifiers Types 2610 and 2636 are two easy to use, multi-purpose, calibrated amplifier-voltmeters, featuring extreme versatility, a wide measurement range and laboratory precision. They may be used alone, or as the basis around which numerous measurement and analysis set-ups may be built for comprehensive and detailed investigation of sound, vibration and voltage signals.

The two Measuring Amplifiers are essentially similar. However, Type 2636 has a variety of extra facilities including a digital interface bus which greatly expand its range of measurement applications and uses. Both Measuring Amplifiers feature



Common Specifications 2610 and 2636

AMPLIFIER RESPONSE:

Measuring Ranges:

10 μ V to 30V FSD with LED indication of particular meter range selected. 100 μ V to 300V with 10:1 Attenuator Probe ZC0016 supplied with 2636

Frequency Range (without filters):

2Hz to 200kHz (± 0.5 dB) – 2610 only

1Hz to 200kHz (± 0.5 dB) – 2636 only

10Hz to 50kHz (± 0.2 dB) – 2610:2636

Phase Deviation (without filters):

$\pm 5^\circ$ between any two 2610's or 2636's in 20Hz up to 20kHz range

Gain (for 1V FSD Output):

From -30 to +100dB selectable in 10 ± 0.05 dB steps, plus extra 0 to 10dB of continuous gain adjustment between steps. LED indication of particular gain setting selected

DIRECT INPUT:

Via standard Brüel&Kjær coaxial socket

Impedance: 1M Ω || 70pF (2610) or 1M Ω || 90pF (2636)

Max. Input Voltage: 42V RMS in accordance with IEC 348, but can withstand up to 220V RMS (50 to 60Hz). 400V peak including DC component

PREAMP. INPUT:

Via standard Brüel&Kjær 7-pin microphone preamplifier socket. Supplies following

Microphone Polarization: 0; +28 and +200V from 20M Ω source

Preamplifier Voltage: +150V (2mA max.) 12k Ω source

Heater Voltage: +6V (at 200mA) from 30 Ω source or +12V (200mA max.) from 100m Ω source

INTERNAL REFERENCE:

Facilities calibration of 2610 and 2636 for sound, vibration and voltage measurements

Reference Signal: 50mV RMS (~94dB re 1 μ V), 1kHz sine wave

Amplitude Stability: Better than 2% between +5 and 40°C (+41 and +104°F)

EXTERNAL FILTERS:

Provision for connecting external filters in series with internal filters and weighting networks via two BNC sockets on rear panel

To (Ext. Filter) Input: 1V RMS nominal, 10V peak max. output. Max. load 5k Ω || 200pF

From (Ext. Filter) Output: 1V RMS nominal, 10V peak max. input. Input impedance 1M Ω || 50pF

AC OUTPUTS:

From Output Section Amplifier via standard Brüel&Kjær coaxial socket on front panel

1V FSD Output: 10V peak max. with max. load of 10k Ω || 200pF

Output Impedance: ~100 Ω

From Recorder Amplifier via BNC socket on rear panel

1.6V FSD Output (2610 only): 16V peak max. with max. load of 10k Ω || 200pF

5V FSD Output (2636 only): 50V peak max. load of 10k Ω || 200pF

Output Impedance: ~50 Ω

OVERLOAD WARNING:

Gain indicators flash when Input and (or) Output Section is overloaded by positive or negative signal peaks of too high level

Input Overload Level: Equivalent to 5 or 10 times FSD on meter. Level selectable using switch on rear panel

Output Overload Level: Equivalent to 10 times FSD on meter

Min. Overload Duration: 200 μ s

Duration of Warning: 0.5s or longer

HARMONIC DISTORTION:

Input Section: <0.01% at 1kHz, <0.1% at 50kHz. Max. load 5k Ω || 200pF

Output Section: <0.1% at 1kHz. <0.3% at 50kHz. Max. load 10k Ω || 200pF

NOISE REFERRED TO INPUT:

Max. amplification with input shorted

Input Section Noise:

Lin 2 (or 22.4)Hz to 200kHz $\leq 5\mu$ V

Lin 2 (or 22.4)Hz to 22.4kHz $\leq 1.5\mu$ V

A-, B- and C-Weighting $\leq 1.5\mu$ V

D-Weighting $\leq 2.5\mu$ V

See EMC Immunity, Note 2

Output Section Noise:

Lin 2Hz to 200kHz typ. 50 μ V

SIGNAL-TO-NOISE RATIO:

Approximately 100dB in "100mV" reference position

INFLUENCE OF MAGNETIC FIELDS:

Input section with maximum gain and input short circuited typ. 10 μ V at 80A/m 50Hz

DETECTOR TEMP. STABILITY:

± 0.5 dB from +5 to +40°C

POWER REQUIREMENTS:

Supply Voltage: 100; 115; 127; 200; 220; 240V (50–60Hz) $\pm 10\%$ AC

Power Consumption:

~25VA nominal (2610 only)

~35VA nominal (2636 only)

CABINET:

Supplied as model A (light-weight metal cabinet) or model C (as A but with flanges for standard 19-inch rack)

DIMENSIONS:

Metal cabinet excluding knobs and feet

Height: 133mm (5.2in)

Width: 430mm (16.9in)


Depth: 200mm (7.9in)

WEIGHT:

2610: 5.2kg (11.5lb.)

2636: 6.5kg (14.3lb.)

COMPLIANCE WITH STANDARDS:

	CE-mark indicates compliance with: EMC Directive and Low Voltage Directive.
Safety	EN 61010–1 and IEC 1010–1: Safety requirements for electrical equipment for measurement, control and laboratory use.
EMC Emission	EN 50081–1: Generic emission standard. Part 1: Residential, commercial and light industry. CISPR 22: Radio disturbance characteristics of information technology equipment. Class B Limits. FCC Rules, Part 15: Complies with the limits for a Class B digital device.
EMC Immunity	EN 50082–1: Generic immunity standard. Part 1: Residential, commercial and light industry. Note 1: The above is guaranteed using accessories listed in this Product Data sheet only. Note 2: Susceptibility to radiated RF (3V/m, 80% AM): Input noise in all bandwidths up to 120 μ V (2610), 38 μ V (2636).
Temperature	IEC 68–2–1 & IEC 68–2–2: Environmental Testing. Cold and Dry Heat. Operating Temperature: 5 to 40°C (41 to 104°F) Storage Temperature: –25 to +70°C (–13 to 158°F)
Humidity	IEC 68–2–3: Damp Heat: 90% RH (non-condensing at 30°C (86°F))
Mechanical	Non-operating: IEC 68–2–6: Vibration: 0.3 mm, 20 m/s ² , 10–500 Hz IEC 68–2–27: Shock: 1000 m/s ² IEC 68–2–29: Bump: 1000 bumps at 250 m/s ²
Enclosure	IEC 529 (1989): Protection provided by enclosures: IP 20

Product Data

Artificial Ears — Types 4152 and 4153

USES:

- Frequency response and sensitivity measurements on insert earphones and headphones
- Calibration of audiometers

FEATURES:

- Conform to IEC and ANSI standards
- Complete reproducibility of results
- Well-defined measuring conditions
- 2 cm³ and 6 cm³ couplers
- Adjustable clamping force

Artificial Ears Types 4152 and 4153 have been designed for measurements in the audiometric and related fields. They enable electroacoustical measurements on either insert earphones or headphones to be carried out under well defined acoustical conditions, which are of great importance for the comparability of different designs and the reproducibility of measurements.

Artificial Ears Types 4152 and 4153 consist of an acoustic coupler, a main housing containing the sockets for the connection of a Brüel & Kjær condenser microphone and a base plate with a mechanism for clamping the object being tested.

The clamping mechanism is spring loaded and provides a force which can be adjusted from 2 N (approx. 0.2 kg) to 10 N (approx. 1 kg) as recommended by the relevant ANSI Standards, the actual force value being set on a scale engraved on the clamp holder. To minimise the effect of vibration during the measurements, each Artificial Ear is isolated from shock and vibration by means of three soft rubber feet.

Artificial Ear Type 4152

In Artificial Ear Type 4152 the socket for mounting the measuring microphone permits use of a Brüel & Kjær 1" Condenser Microphone Cartridge Type 4144 with associated Preamplifier Type 2669 L (Adaptor DB 0962 re-



quired). The couplers (see Fig. 1) supplied with the Artificial Ear consist of a 2 cm³ Coupler DB 0138 in accordance with IEC 126 and ANSI S3.7-1973 for measurements on hearing aid earphones, and a 6 cm³ Coupler DB 0913 which fulfils the re-

quirements of the NBS 9A Coupler (United States National Institute of Standards and Technology, formerly the National Bureau of Standards) and the ANSI S3.6-1969 and IEC 303 Coupler for measurements on headphones. If required, a special 6 cm³



Fig. 1 Left to right: couplers DB 0138, DB 0909 and DB 0161 with their respective adaptors and stop collars

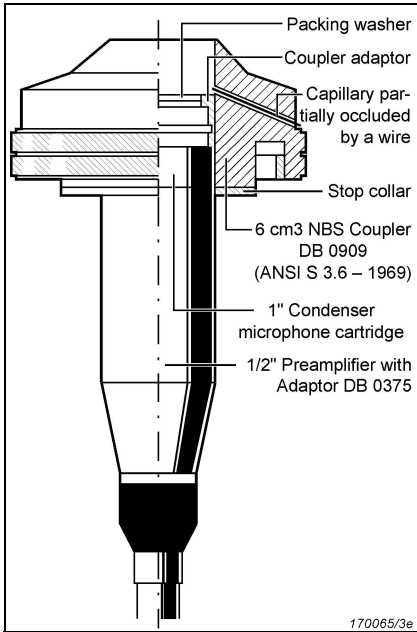


Fig. 2 Sketch showing how a 6 cm³ Coupler is mounted directly on a 1" Condenser Microphone

Coupler DB0161 designed according to the requirements of ANSI S3.7-1973 Type 1 Coupler is available.

The 2 cm³ coupler may be used directly on the microphone with preamplifier without use of the main housing. In this manner an artificial ear is obtained which is very small and useful for measurements on, for example, spectacle type hearing aids, the arrangement still being in agreement with the IEC publication. A typical example of this type of application is the testing of hearing aids in Anechoic Test Box Type 4232. The 6 cm³ couplers may also be mounted directly on the microphone with the aid of a Stop Collar YO 2340 delivered with the 6 cm³ couplers when they are ordered separately as DB 0161 or DB 0909.

Artificial Ear Type 4153

Artificial Ear Type 4153 fulfils the requirements of IEC 318 and has an acoustical impedance basically similar to that of the human ear. The acoustic coupler (Fig. 3) contains three volumes ($V_1 = 2.5 \text{ cm}^3$, $V_2 = 1.8 \text{ cm}^3$ and $V_3 = 7.5 \text{ cm}^3$) acoustically connected in parallel by means of a narrow annular slit and four parallel holes. The slit and the four holes act as an acoustic resistance of $6.5 \times 10^6 \text{ Ns/m}^5$ and $20 \times 10^6 \text{ Ns/m}^5$ respectively, while their acoustic in-

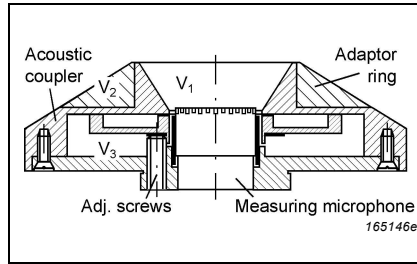


Fig. 3 Sectional view of the Acoustic Coupler used in the 4153

ductances are $5 \times 10^2 \text{ Ns}^2/\text{m}^5$ for the slit and $10^4 \text{ Ns}^2/\text{m}^5$ for the holes. An electrical equivalent of the acoustic circuit is shown in Fig. 4.

The coupler fits Brüel & Kjær Falcon™ Range 1/2" Microphone Type 4192, and may be used with a Falcon Range Microphone Preamplifier Type 2669 L mounted in the housing. The coupler also mounts directly on the preamplifiers by means of the Adaptor Ring DB 0742 supplied. The coupler is shaped to fit the headphone under test, and a special Adaptor DB 0843 is supplied for testing circumaural headphones.

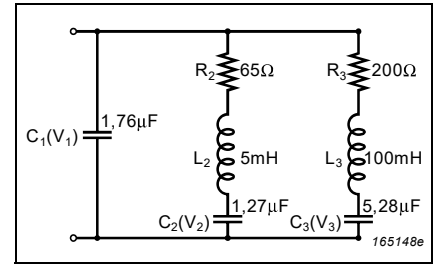


Fig. 4 The electrical equivalent circuit of the Type 4153

For calibration purposes a well defined high acoustic impedance sound source is supplied with the Ear (Fig. 5). It consists of an Earcap YJ 0305 and an Adaptor AQ 0015 for a 1/2" condenser microphone cartridge, which is used as sound transmitter.

Fig. 6 shows the pressure frequency response of Artificial Ear Type 4153 measured with Microphone Type 4192. The sound pressure is produced by the high impedance sound source, described above, which is fed from a constant AC voltage generator. The acoustical coupling be-



Fig. 5 Left to right: Adaptor DB 0843, Adaptor Ring DB 0742, Adaptor YJ 0304 and Earcap YJ 0305 with Adaptor AQ 0015 mounted

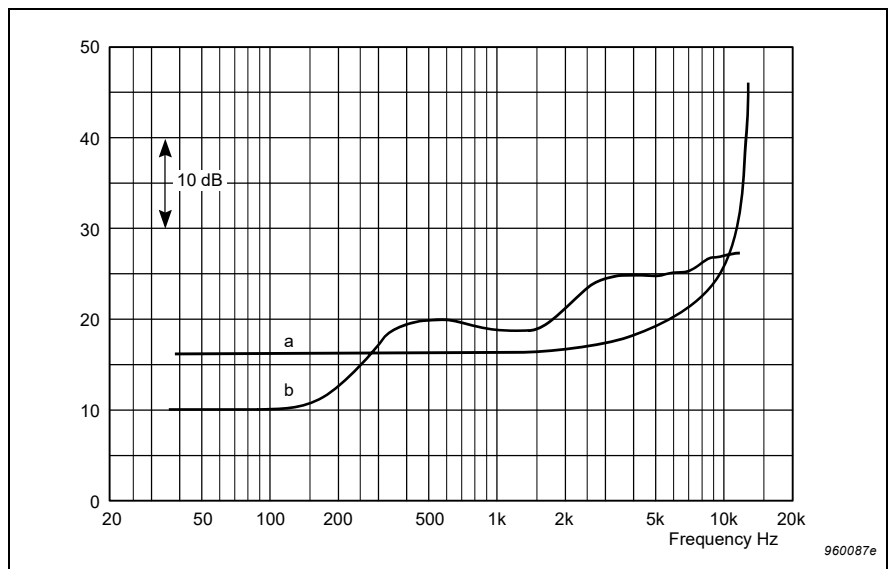


Fig. 6 Typical frequency response curves for the Artificial Ears
a) pressure response of Type 4152
b) pressure response of Type 4153

tween the transmitting microphone and the Artificial Ear is established by pressing the Earcap against the Ear.

Fig. 6 also shows the pressure frequency response of Artificial Ear Type 4152 with the 6 cm³ Coupler




DB0913 measured with a 1" Condenser Microphone Type 4144. The sound source is the same as above.

Prepolarized Version

A modified version of Type 4153 is available for audiometer calibration

using sound level meters with no polarization voltage. This version includes Prepolarized Pressure-field 1/2-inch Microphone Type 4947.

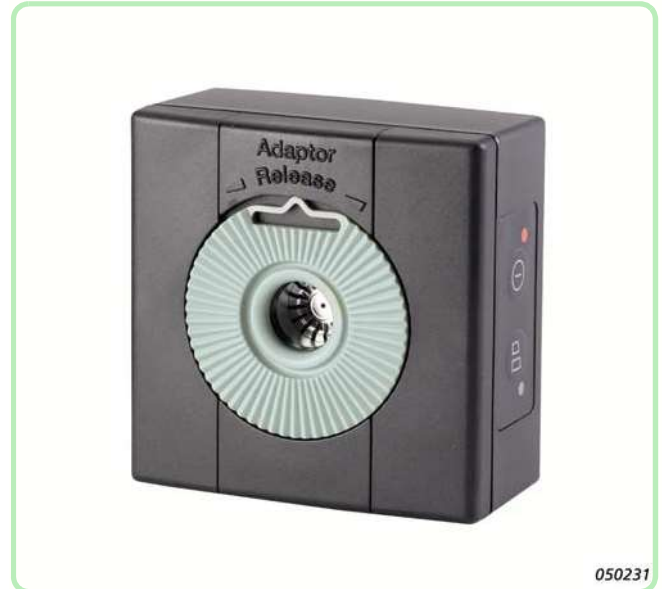
Specifications 4152 and 4153

<p>TYPE 4152</p> <p>COUPLERS AVAILABLE: DB 0138: 2 cm³ (supplied) DB 0909: 6 cm³ (supplied) DB 0161: 6 cm³</p> <p>MAX. FORCE APPLIED TO THE TOP OF ACOUSTIC COUPLER: 10 N (1 kg)</p> <p>DIMENSIONS: Height: 104 mm (4.1 in) Max. Diameter: 123 mm (4.85 in)</p> <p>WEIGHT: 1.5 kg (3.3 lb.)</p> <p>TYPE 4153</p> <p>DIMENSIONS: Height: 104 mm (4.1 in) Max. Diameter: 123 mm (4.85 in)</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">COUPLER VOLUMES:</th> </tr> <tr> <th></th> <th>Volume</th> <th>Acoustic Capacitance</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>V₁</td> <td>2.5 cm³ = 1%</td> <td>17.6 × 10⁻¹² m⁵/N</td> </tr> <tr> <td>V₂</td> <td>1.8 cm³ = 1%</td> <td>12.7 × 10⁻¹² m⁵/N</td> </tr> <tr> <td>V₃</td> <td>7.5 cm³ = 1%</td> <td>52.8 × 10⁻¹² m⁵/N</td> </tr> </tbody> </table> <table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="3">CONNECTIONS BETWEEN CAVITIES:</th> </tr> <tr> <th></th> <th>Acoustic Resistance</th> <th>Acoustic Inductance</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Annular slit:</td> <td>6.5 × 10⁶ Ns/m⁵</td> <td>5 × 10⁻² Ns²/m⁵</td> </tr> <tr> <td>Four parallel holes</td> <td>20 × 10⁶ Ns/m⁵</td> <td>10⁴ Ns²/m⁵</td> </tr> </tbody> </table>	COUPLER VOLUMES:				Volume	Acoustic Capacitance	V ₁	2.5 cm ³ = 1%	17.6 × 10 ⁻¹² m ⁵ /N	V ₂	1.8 cm ³ = 1%	12.7 × 10 ⁻¹² m ⁵ /N	V ₃	7.5 cm ³ = 1%	52.8 × 10 ⁻¹² m ⁵ /N	CONNECTIONS BETWEEN CAVITIES:				Acoustic Resistance	Acoustic Inductance	Annular slit:	6.5 × 10 ⁶ Ns/m ⁵	5 × 10 ⁻² Ns ² /m ⁵	Four parallel holes	20 × 10 ⁶ Ns/m ⁵	10 ⁴ Ns ² /m ⁵	<p>COMPLIANCE WITH STANDARDS:</p> <table border="1"> <tr> <td></td> <td>CE-mark indicates compliance with: EMC Directive and Low Voltage Directive. C-Tick mark indicates compliance with the EMC requirements of Australia and New Zealand</td> </tr> <tr> <td>Safety</td> <td>EN 61010-1 and IEC 61010-1: Safety requirements for electrical equipment for measurement, control and laboratory use. UL 3111-1: Standard for Safety – Electrical measuring and test equipment</td> </tr> <tr> <td>EMC Emission</td> <td>EN/IEC 61000-6-3: Generic emission standard for residential, commercial and light industrial environments. CISPR 22: Radio disturbance characteristics of information technology equipment. Class B Limits. FCC Rules, Part 15: Complies with the limits for a Class B digital device.</td> </tr> <tr> <td>EMC Immunity</td> <td>EN/IEC 61000-6-1: Generic standards – Immunity for residential, commercial and light industrial environments. Note: The above is guaranteed using accessories listed in this Product Data sheet only.</td> </tr> <tr> <td>Temperature</td> <td>IEC 68-2-1 & IEC 68-2-2: Environmental Testing. Cold and Dry Heat. Operating Temperature: 5 to +40°C Storage Temperature: -25 to +70°C</td> </tr> <tr> <td>Humidity</td> <td>IEC 68-2-3: Damp Heat: (93 ± 3)% RH (non-condensing at 40°C (104°F))</td> </tr> <tr> <td>Mechanical</td> <td>Non-operating: IEC 68-2-6: Vibration: 0.3 mm, 20 m/s², 10-500 Hz IEC 68-2-27: Shock: 1000 m/s² IEC 68-2-29: Bump: 1000 bumps at 250 m/s²</td> </tr> </table>		CE-mark indicates compliance with: EMC Directive and Low Voltage Directive. C-Tick mark indicates compliance with the EMC requirements of Australia and New Zealand	Safety	EN 61010-1 and IEC 61010-1: Safety requirements for electrical equipment for measurement, control and laboratory use. UL 3111-1: Standard for Safety – Electrical measuring and test equipment	EMC Emission	EN/IEC 61000-6-3: Generic emission standard for residential, commercial and light industrial environments. CISPR 22: Radio disturbance characteristics of information technology equipment. Class B Limits. FCC Rules, Part 15: Complies with the limits for a Class B digital device.	EMC Immunity	EN/IEC 61000-6-1: Generic standards – Immunity for residential, commercial and light industrial environments. Note: The above is guaranteed using accessories listed in this Product Data sheet only.	Temperature	IEC 68-2-1 & IEC 68-2-2: Environmental Testing. Cold and Dry Heat. Operating Temperature: 5 to +40°C Storage Temperature: -25 to +70°C	Humidity	IEC 68-2-3: Damp Heat: (93 ± 3)% RH (non-condensing at 40°C (104°F))	Mechanical	Non-operating: IEC 68-2-6: Vibration: 0.3 mm, 20 m/s ² , 10-500 Hz IEC 68-2-27: Shock: 1000 m/s ² IEC 68-2-29: Bump: 1000 bumps at 250 m/s ²
COUPLER VOLUMES:																																										
	Volume	Acoustic Capacitance																																								
V ₁	2.5 cm ³ = 1%	17.6 × 10 ⁻¹² m ⁵ /N																																								
V ₂	1.8 cm ³ = 1%	12.7 × 10 ⁻¹² m ⁵ /N																																								
V ₃	7.5 cm ³ = 1%	52.8 × 10 ⁻¹² m ⁵ /N																																								
CONNECTIONS BETWEEN CAVITIES:																																										
	Acoustic Resistance	Acoustic Inductance																																								
Annular slit:	6.5 × 10 ⁶ Ns/m ⁵	5 × 10 ⁻² Ns ² /m ⁵																																								
Four parallel holes	20 × 10 ⁶ Ns/m ⁵	10 ⁴ Ns ² /m ⁵																																								
	CE-mark indicates compliance with: EMC Directive and Low Voltage Directive. C-Tick mark indicates compliance with the EMC requirements of Australia and New Zealand																																									
Safety	EN 61010-1 and IEC 61010-1: Safety requirements for electrical equipment for measurement, control and laboratory use. UL 3111-1: Standard for Safety – Electrical measuring and test equipment																																									
EMC Emission	EN/IEC 61000-6-3: Generic emission standard for residential, commercial and light industrial environments. CISPR 22: Radio disturbance characteristics of information technology equipment. Class B Limits. FCC Rules, Part 15: Complies with the limits for a Class B digital device.																																									
EMC Immunity	EN/IEC 61000-6-1: Generic standards – Immunity for residential, commercial and light industrial environments. Note: The above is guaranteed using accessories listed in this Product Data sheet only.																																									
Temperature	IEC 68-2-1 & IEC 68-2-2: Environmental Testing. Cold and Dry Heat. Operating Temperature: 5 to +40°C Storage Temperature: -25 to +70°C																																									
Humidity	IEC 68-2-3: Damp Heat: (93 ± 3)% RH (non-condensing at 40°C (104°F))																																									
Mechanical	Non-operating: IEC 68-2-6: Vibration: 0.3 mm, 20 m/s ² , 10-500 Hz IEC 68-2-27: Shock: 1000 m/s ² IEC 68-2-29: Bump: 1000 bumps at 250 m/s ²																																									

PRODUCT DATA

Sound Calibrator Type 4231

Sound Calibrator Type 4231 is a handy, portable sound source for calibration of sound level meters and other sound measurement equipment. The calibrator is very robust and stable, and conforms to EN/IEC 60942 (2003) Class LS and Class 1, and ANSI S1.40–2006.



Uses and Features

Uses

- Calibration of sound level meters and other sound measurement equipment

Features

- Conforms to EN/IEC 60942 (2003) Class LS and Class 1, and ANSI S1.40–2006
- Robust, pocket-sized design with highly stable level and frequency
- Calibration accuracy ± 0.2 dB
- 94 dB SPL or 114 dB SPL for calibration in noisy environments
- Extremely small influence of static pressure and temperature
- Sound pressure independent of microphone equivalent volume
- 1 kHz calibration frequency for correct calibration level independent of weighting network
- Fits Brüel & Kjær 1" microphones (1/2", 1/4" and 1/8" microphones with adaptor)
- Switches off automatically when removed from the microphone

Specifications

(Reference Temperature: 23°C ± 1°C)

Frequency Range:

Frequency Range: 20Hz to 20kHz

Range Steps: 3 Decade Steps

Variable Frequency Control: 10:1 (overlapping ranges)

Distortion Measurement Range:

Measurement Range: 0.01% - 50%

divided in 2 ranges

Full Range: 10% and 100%

Resolution:

100% Range: 0.1%

10% Range: 0.01%

Accuracy:

100% Range: ±5%±1 digit for k≤10%

10% Range: ±5%±1 digit for k≤1%

Residual Distortion and Noise:

≤ 0.5 digit

Fundamental Rejection:

30dB greater than measured distortion factor

or ≥70dB in the 100% range

or ≥90dB in the 10% range

Input Voltage:

min. for 100% Calibration: 300mV

max. for 100% Calibration: 50V

Input Impedance:

100kΩ

Monitor Output:

Output Voltage: 1mV/digit

(short circuit proof)

Output Impedance: 10kΩ

Attenuators:

(1 pushbutton switch) -20dB

(1 pushbutton switch) -10dB

(1 continuous variable attenuator) -15dB

General Information:

1 switch selectable high-pass filter 1kHz,

12dB/Octave

Supply Voltages (from HM8001):

+12V/60mA

-12V/60mA

+5V/100mA

(Σ = 1.94W)

Operating conditions:

0°C to +40°C

Max. Relative Humidity: 80%

Dimensions (without 22-pin flat connector):

W135, **H**68, **D**228mm

Weight: approx. 650g



Distortion Meter HM8027

- **Frequency Range:** 20Hz to 20kHz
- **Resolution:** 0.01%, maximum
- **Display:** 3 Digit LED
- **Automatic Frequency Fine-Tuning**
- **Monitor Output for Distortion Analysis**

The **HM8027** Distortion Meter was developed for the measurement of harmonic distortion in the audio frequency range. Due to its **low inherent distortion** of **0.005%** (1kHz), it is ideally suited for tests and measurements of high-grade audio systems.

The digital display allows distortion readout with a maximum resolution of **0.01%**. In addition, the **HM8027** has the option to visually **check the residual distortion** of the measured signal on an oscilloscope connected to its control output. This feature enables a qualitative evaluation of the reading for signals with noise or cross-over distortion beyond the indicated distortion value.

Test frequency adjustments are performed via a rotary dial and push-button frequency range selectors. The **automatic frequency fine-tuning** with a 15% capture range ensures fast and easy operation of the **HM8027**.

The Distortion Meter **HM8027**, combined with the Sine Wave Generator **HM8037**, provides a complete test system to be used primarily in the audio frequency range. The clearly arranged front panel assures problem-free operation.

PRODUCT DATA

1" Pressure-field Microphone — Type 4144

USES

- Coupler measurements
- Audiometer calibration
- Low-frequency, low-level measurements
- Laboratory standard microphone

FEATURES

- Sensitivity: 50 mV/Pa
- Frequency: 2.6 Hz to 8 kHz
- Dynamic Range: 10 to 146 dB
- Temperature: -30 to 100°C (-22 to 212°C)
- Polarization: 200 V external

Description

Type 4144 is a 1" pressure-field microphone, that is, a microphone where the damping of the diaphragm is such that the pressure frequency response is flat over a wide frequency range. Hence no correction is needed to the pressure response below 8 kHz. The use of pressure-field microphones is recommended where measurement of the local pressure is of interest, for instance for coupler measurements or measurements at walls or surfaces. The excellent stability of Type 4144 combined with its low inherent noise and high sensitivity makes it the perfect choice for coupler measurements and other laboratory type measurements

Calibration

The sensitivity of Type 4144 can be calibrated at 250 Hz using Pistonphone Type 4228, or at 1 kHz using Sound Level Calibrator Type 4231. The pressure-field response can be measured using Electrostatic Actuator UA 0023. Insert voltage calibration can be performed using Preamplifier Type 2673 with Adaptor UA 0786.

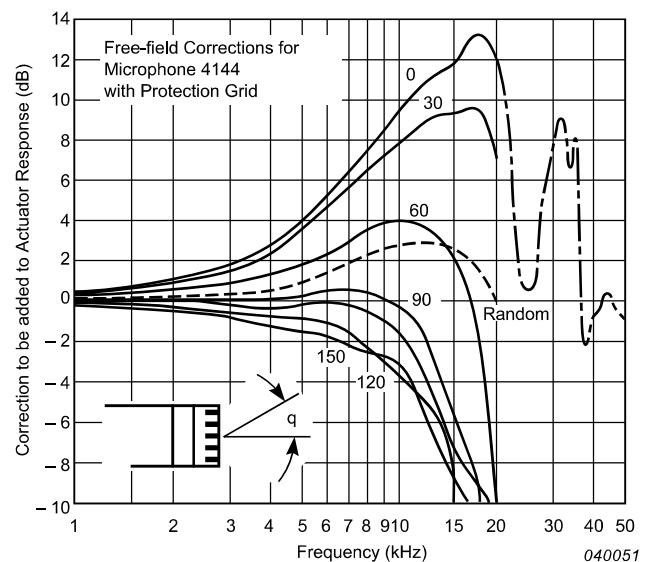
Free-field Correction

Free-field corrections are added to the pressure (actuator) response of the microphone in order to obtain the free-field response at a particular angle of incidence. Free-field corrections represent the increase of sound pressure



caused by diffraction of the sound waves around the microphone and are only significant at higher frequencies where the wavelength is comparable with the external dimensions of the microphone. The free-field correction curves for various angles of incidence are given in Fig. 1. It can be seen that the random incidence (diffuse-field) corrections are very small at audio frequencies.

Fig. 1 Free-field correction curves for Type 4144



TDH SERIES AUDIOMETRIC EARPHONES SPECIFICATIONS

Receiver Type:	dynamic, with metal diaphragm
Impedance:	TDH-39P - 10 ohms is standard. 100 ohms impedance available. TDH-49P - 10 ohms TDH-50P - 60 ohms
Frequency Response:	100Hz to 8000Hz
Continuous Power Rating:	300 milliwatts at any single frequency in the 100Hz to 8000Hz range
Linearity:	linear for power inputs from 0 to 400 milliwatts
Sensitivity:	TDH-39P - 108dB \pm 4dB SPL (Reference: 0dB = 20 μ PA) output with 1 milliwatt input at 1KHz TDH-49P - 106dB \pm 2dB SPL (Reference: 0dB = 20 μ PA) output with 1 milliwatt input at 1KHz TDH-50P - 106dB \pm 2dB SPL (Reference: 0dB = 20 μ PA) output with 1 milliwatt input at 1KHz
Distortion:	less than 1 percent



OBJETO: Audiómetro de diagnóstico

FABRICANTE: Janet Natalia Peirone

MODELO/TIPO: ASISTE – Audiómetro basado en computadora
Prototipo

NÚMERO DE SERIE: --

SOLICITANTE: Janet Natalia Peirone

DIRECCIÓN: --

NÚMERO DE PÁGINAS: 4

FECHA DE CALIBRACIÓN: 28/11/2017

ENSAYADO POR:

APROBADO POR:


G. A. Cravero
Técnico Cal
CINTRA

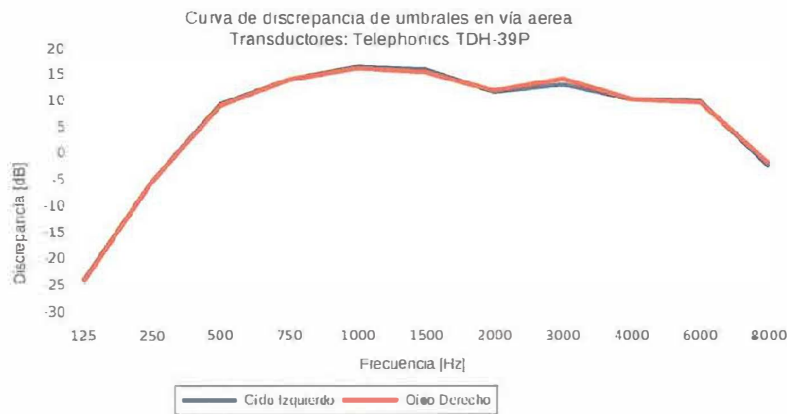

M. G. Cortellini
Técnica
CINTRA


A. H. Ortiz Skarp
Responsable
CINTRA

INFORME DE ENSAYOS

RESULTADOS

Primer ensayo vía aérea

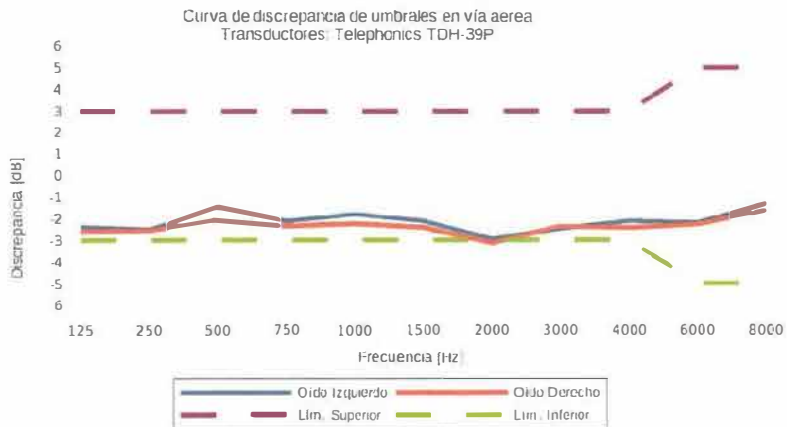


Frecuencia f_c [Hz]	Discrepancia [dB]	
	Oído Izq.	Oído Der.
125	-24,2	-24,3
250	-5,7	-5,8
500	9,0	8,8
750	13,8	13,8
1000	16,2	16,0
1500	15,7	15,2
2000	11,4	11,6
3000	12,7	13,8
4000	9,9	9,8
6000	9,5	9,3
8000	-2,9	-2,3
U95 [dB]:		± 0,3
(k=2)		

Condiciones de Ensayo:

TA = 20,4 [°C]
PE = 96,5 [kPa]
HR = 50,8 [%]

Segundo ensayo vía aérea



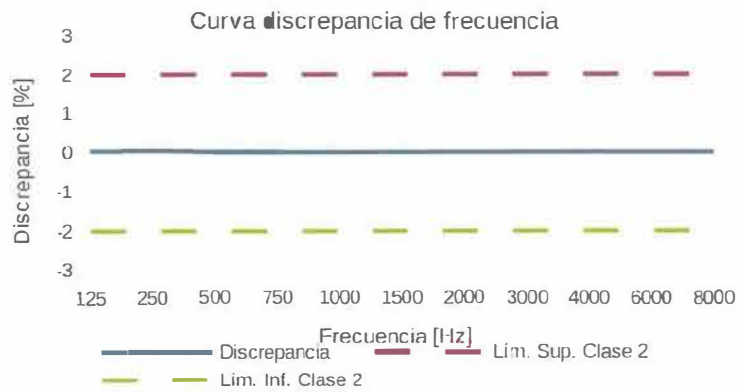
Frecuencia f_c [Hz]	Discrepancia [dB]	
	Oído Izq.	Oído Der.
125	-2,4	-2,6
250	-2,5	-2,6
500	-1,5	-2,1
750	-2,1	-2,3
1000	-1,8	-2,3
1500	-2,1	-2,4
2000	-2,9	-3,1
3000	-2,5	-2,4
4000	-2,1	-2,5
6000	-2,2	-2,3
8000	-1,3	-1,6
U95 [dB]:		± 0,3
(k=2)		

Condiciones de Ensayo:

TA = 20,4 [°C]
PE = 96,5 [kPa]
HR = 50,8 [%]

INFORME DE ENSAYOS

Discrepancia de frecuencia



Frecuencia f_c [Hz]	Discrepancia [%]
125	0,02
250	0,04
500	0,00
750	0,00
1000	0,00
1500	0,00
2000	0,00
3000	0,00
4000	0,00
6000	0,00
8000	0,00

U₉₅ [%]: ± 0,3
(k=2)

Condiciones de Ensayo:

TA = 20,4 [°C]
PE = 96,5 [kPa]
HR = 51,2 [%]

Distorsión armónica total vía aérea

Frecuencia f_c [Hz]	THD [%]	
	Oído Izq.	Oído Der.
125	0,2	0,2
250	0,2	0,2
500	0,2	0,2
750	0,2	0,2
1000	0,2	0,2
1500	0,2	0,2
2000	0,2	0,2
3000	0,2	0,2
4000	0,2	0,2
6000	0,2	0,2
8000	0,5	0,5

Límite máximo THD: 2,5%

Condiciones de Ensayo:

TA = 20,4 [°C]
PE = 96,5 [kPa]
HR = 51,7 [%]

Señal: tono 1000 Hz 60dB HL

INFORME DE ENSAYOS

CALIBRATION CERTIFICATE

OBSERVACIONES: Se realizó un primer ensayo para relevar el funcionamiento y obtener con los valores de compensación para ajustar el nivel de salida a la curva umb de los auriculares.
En una segunda instancia se realizó un relevamiento con la salida compensada en función de los valores obtenidos en el primer ensayo.

CONCLUSIONES :

REFERENCIA: - Micrófono estándar de referencia Brüel & Kjær tipo 4134

nº de serie:	3099862
Cert. de calibración:	4189-3099862
Fecha:	42857
Organismo:	Brüel & Kjaer – DPLA – NIST

REFERENCIA DE TRABAJO: - Micrófonos estándares de trabajo Brüel & Kjær tipo 4155

nº de serie:	1769496 y 1769497
Cert. de calibración:	00217CI y 00317CI
Fecha:	43017
Organismo:	CINTRA

PROCEDIMIENTO: Proc_CA → Medición de valores absolutos con oído artificial y mastoide artificial en las frecuencias centro de banda de octavas normalizadas entre 125 Hz y 8.000 Hz.

INCERTIDUMBRE: Guía ISO GUM

CINTRA: El Centro aplica las recomendaciones de la NORMA IRAM 301:2005.

"Requisitos generales para la competencia de los laboratorios de ensayo y de calibración".

Este certificado de calibración:

- * Carece de validez sin las firmas y sellos correspondientes.
- * No puede ser reproducido sino en forma completa. Extractos del mismo pueden ser citados con autorización escrita del CINTRA.