



PROYECTO FINAL DE CARRERA

CARRERA DE GRADO: BIOINGENIERÍA

Diseño y desarrollo de un audiómetro digital nivel screening basado en PC "AudITBA"

Autor: MARZIONI, Mirtha Irina

Tutor: Bioing. PASCHETTA, Federico

Co-Tutor: Dra. Fga. NAVEIRA, Alejandra

INSTITUTO TECNOLÓGICO DE BUENOS AIRES

Escuela de Ingeniería y Tecnología

Departamento de Bioingeniería

Agradecimientos

Al **Instituto Tecnológico de Buenos Aires**, por abrirme las puertas al gran de mundo de la Bioingeniería.

A mi tutor y profesor **Biong. Paschetta Federico** quien contribuyo con todo su conocimiento y experiencia, guiándome y brindándome herramientas a lo largo del desarrollo de todo el Proyecto.

A mi co-tutora **Dra. Fga. Naveira Alejandra**, Jefa del Servicio de Fonoaudiología Hospital General de Agudos Dr. Abel Zubizarreta, quien también contribuyo con su conocimiento y gran experiencia como Fonoaudióloga, brindándome herramientas para llevar a cabo pruebas clínicas y poniéndome en contacto con referentes del área.

Al **Ing. Marcelo Lerendegui**, quien contribuyó con su conocimientos informáticos en los comienzos de proyecto, al momento de seleccionar el lenguaje y entorno de programación del software.

Al **Ing. Horario Cristiani**, Director General de la Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos (MAH), quien me recibió amablemente y me abrió las puertas de MAH para conocer y utilizar el equipamiento profesional de calibración de audiómetros.

Al **Dr. Robert H. Margolis**, Presidente de Audiology Incorporated (U.S.A.) y autor de varios artículos científicos publicados en el ámbito de la Audiología, quien colaboró de forma amable y rápida realizando la medición de la sensibilidad del auricular Sennheiser HD 280 Pro, necesaria para llevar a cabo el proceso de calibración.

Diseño y desarrollo de un audiómetro digital nivel screening basado en PC "AudITBA"

por MARZIONI, Mirtha Irina

En el presente Proyecto Final de Grado se lleva a cabo el desarrollo de una aplicación para realizar estudios de Audiometría nivel Screening, mediante las pruebas de Audiometría Tonal y Logoaudiometría, en base a los requerimientos de la Norma ANSI-ASA S3.6 (Specifications for Audiometers).

AudITBA es el nombre de la aplicación desarrollada para sistemas operativos macOS y Windows de 32 y 64 bits. Es un software de arquitectura standalone que funciona conectado a una base de datos local donde se almacena información de los usuarios, pacientes y hardware. El proceso de calibración, en primera instancia, se llevó a cabo para el par MacBook Air & Sennheiser HD 280 Pro, dejando abierta la posibilidad de que el software se integre con otro tipo de hardware (PC y auriculares).

El Audiómetro es un instrumento de diagnóstico utilizado en el campo de la Fonoaudiología y/o Audiología para evaluar la audición en humanos. Puntualmente los Audiómetros de Screening, suelen ser utilizados bajo programas prevención y promoción de la salud, con el objetivo de la detección precoz de la hipoacusia, lo cual tiene una gran importancia para poder llevar a cabo una rehabilitación auditiva temprana y acorde a cada problemática.

El desafío consistió en poder trasladar la tecnología de los Audiómetros de Screening a un dispositivo tan masificado como una PC, ofreciendo una forma simple y con costo mínimo de evaluar la audición, en cualquier momento y lugar que cumpla con los requisitos mínimos. Lo cual permitiría llegar a más usuarios y pacientes.

Índice general

1	Introducción	1
1.1	Perdida auditiva: prevalencia poblacional	2
1.2	Costos y beneficios	2
1.3	Objetivos	4
2	Campo de estudio	5
2.1	Fonoaudiología	5
2.2	Audiología	6
2.3	Reseña histórica	7
2.3.1	Primeros audiómetros	8
2.3.2	Argentina	9
3	Fundamentos teóricos	11
3.1	Anatomía del sistema auditivo	11
3.2	Audición	11
3.3	Acústica	12
3.4	Magnitudes del sonido	13
3.4.1	Frecuencia y longitud de onda	13
3.4.2	Fase	14
3.4.3	Amplitud	14
3.4.3.1	dB Sound Pressure Level	15
3.4.3.2	dB Hearing Level	16
3.5	Psicoacústica	17
3.5.1	Rango audible	18
3.5.2	Volumen	18
4	Audiometría	20
4.1	Audiómetro	20
4.2	Técnicas audiométricas	21
4.2.1	Audiometría Tonal	21
4.2.2	Logaudiometría	23
4.3	Audiograma y Logaudiograma	24
4.3.1	Notación	25
4.3.2	Pérdida auditiva	26
4.4	Normativa	27
4.4.1	ANSI-ASA S3.6: Specifications for Audiometers [1]	28
5	AudITBA: Requerimientos	31
5.1	Estructurales	31
5.2	Funcionales	31
6	AudITBA: Diseño	33
6.1	Hardware	33
6.1.1	Placa de sonido	33
6.1.2	Auriculares	35
6.2	Software	38
6.2.1	Modelos de datos	39

	6.2.2	Base de datos	39
	6.2.3	Interfaz gráfica de usuario	42
7	AuditBA: Desarrollo		48
	7.1	Base de datos SQLite	48
	7.2	Interfaz gráfica de usuario	51
	7.2.1	Ingreso	51
	7.2.2	Vista principal	54
	7.2.3	Screening	56
	7.2.3.1	Audiometría tonal	56
	7.2.3.2	Logaudiometría	58
	7.2.4	Visualización	60
	7.2.5	Calibración	61
	7.3	Señal de audio digital	62
	7.3.1	Generación de tonos puros	62
	7.3.2	Archivos de audio .WAV	65
	7.4	Acondicionamiento de la señal	66
	7.5	Calibración	67
	7.5.1	Matriz de referencia	68
	7.5.2	Ajuste de la matriz	73
8	AuditBA: Pruebas		84
9	Conclusión		89
Anexo A			92
	A.1	Historia: umbral de referencia de la audición	92
	A.2	Mercado audiómetros Argentina	94
	A.3	Anatomía sistema auditivo	96
	A.3.1	Oído externo	96
	A.3.2	Oído medio	97
	A.3.3	Oído interno	99
	A.3.4	Octavo nervio craneal	102
	A.3.5	Sistema auditivo central	102
	A.4	Perdida auditiva	104
	A.4.1	Causas de la pérdida auditiva	104
	A.4.2	Consecuencias de la pérdida auditiva	105
	A.5	Sennheiser HD 280 Pro	106
	A.6	Generador de tonos puros	107
	A.7	Archivo de audio WAV	108
	A.7.1	Formato WAV	108
	A.7.2	Decodificación audio WAV	111
	A.7.3	Normalización archivo WAV	114
Referencias			115

1 Introducción

La audición es un proceso fisiológico complejo que cuando se pierde o disminuye tiene importantes efectos en la salud, el nivel de independencia, el bienestar, la calidad de vida y la comunicación diaria. La pérdida auditiva puede desarrollarse en cualquier momento de la vida, el inicio, puede ser repentino o gradual, afectar uno o ambos oídos, ser el resultado de una variedad de causas y pueden ocurrir en una o más regiones del sistema auditivo. Aunque algunas pérdidas de audición pueden ser temporales o tratables, la mayoría de las veces en adultos es permanente y se trata como una afección crónica.

El panorama de la tecnología auditiva está en constante evolución y abarca una amplia gama de productos, que van desde tecnologías de asistencia, como ser un audífono, hasta instrumentos de diagnóstico clínico como el Audiómetro. El amplio espectro de tipos y grados de pérdida de audición requiere de estas tecnologías para satisfacer las necesidades de cada individuo, pero también de tecnologías de diagnóstico accesibles que permitan una detección temprana de los desordenes otológicos, audiológicos y de la comunicación a fin de alcanzar una atención oportuna, diagnóstico precoz y rehabilitación adecuada, acordes a las necesidades y expectativas de los individuos y comunidades [2].

En este contexto se circunscribe el presente Proyecto Final de Carrera (PFC), en el cual se busca trasladar el potencial de la tecnología diagnóstica de screening auditivo a un dispositivo de uso cotidiano como una PC. Abriendo las puertas a que más pacientes puedan alcanzar una atención oportuna fuera del ámbito clínico. Según la Organización Mundial de la Salud, la detección de las enfermedades del oído y la pérdida de audición en los ámbitos preescolar, escolar y profesional es una herramienta eficaz para identificar y tratar la pérdida de audición en una etapa temprana [3].

El Audiómetro es un instrumento de diagnóstico capaz de realizar una variedad de pruebas de audición. Puntualmente, en el presente Trabajo se desarrolla un software de aplicación standalone multiplataforma que funciona a modo de Audiómetro nivel Screening, pudiendo realizar Pruebas de Tonos Puros y Logaudiometría. Además, el software funciona conectado a una base de datos que contiene información de

los usuarios y pacientes registrados, y los audiogramas almacenados. Se trata de un software simple, que para su funcionamiento no requiere más que una computadora equipada con una placa de sonido interna y un par de auriculares adecuados para este tipo de estudios, debidamente calibrados.

1.1 Pérdida auditiva: prevalencia poblacional

Muchas causas de la pérdida de la audición son enfermedades infecciosas prevenibles y otras incluyen la exposición al ruido excesivo, lesiones en el oído y la cabeza, envejecimiento y uso de medicamentos ototóxicos [2].

Normalmente la pérdida de audición se caracteriza por umbrales de audición descendidos, procesamiento alterado del sonido y dificultad para desarrollar y/o comprender el lenguaje. Actualmente a nivel mundial la prevalencia de la pérdida auditiva aumenta abruptamente con la edad, del 3% entre adultos de 20 a 29 años a un 45% en el grupo de 70 a 74 años y más del 80% en los 85 años [4].

En el mundo 466 millones de personas padecen pérdida de audición discapacitante, de las cuales 34 millones son niños. Y se calcula que, en el año 2050, este número aumentará de 466 a más de 900 millones de personas (es decir, una de cada 10) [3]. La mayoría de las personas con pérdida de audición discapacitante vive en países de ingresos bajos y medianos. América Latina y el Caribe representan el 9% de la carga de la pérdida de agudeza auditiva en el mundo [5].

1.2 Costos y beneficios

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en los menores de 15 años, el 60% de los casos de pérdida de audición son atribuibles a causas prevenibles. La proporción es mayor en los países de ingresos bajos y medios (75%) que en los de ingresos altos (49%) [3].

Los casos desatendidos de pérdida de audición representan un coste mundial anual de 750.000 millones de dólares, según datos de la OMS. En cambio, *“las intervenciones destinadas a prevenir, detectar y tratar la pérdida de audición no son caras y pueden resultar muy beneficiosas para los interesados”*, explicó la representante de la Organización Panamericana de la Salud (OPS) en Argentina, Maureen Birmingham [6].

En este contexto, un Audiómetro de Screening basado en PC, presenta una forma accesible y de bajo costo para la detección temprana de trastornos auditivos prevenibles y/o tratables.

Gracias a su portabilidad, más personas podrían alcanzar una atención oportuna fuera del ámbito clínico, en distintos grupos poblacionales como:

- escuelas,
- clubes deportivos,
- gimnasios,
- centro de jubilados y
- empresas que realicen controles periódicos al personal sometido a niveles de alta intensidad sonora.

Su bajo costo se debe a que, una vez adquirido el software, el usuario solo requiere de una PC con sistema operativo Windows o Mac, equipada con una placa de sonido interna, una salida/entrada de audio Jack hembra TRRS de 3.5 mm y un par de auriculares Sennheiser HD 280 Pro. Se estima un costo mínimo de 350 dólares, teniendo en cuenta que el valor de la PC es muy variable y dependerá de las preferencias del usuario (ecuación 1.1).

Por otro lado, el costo de desarrollo de la aplicación prototipo se estimó en función de la carga horaria destinada al Proyecto (ecuación 1.2), considerando el trabajo de un Ing. Junior en Argentina (400 ARS por hora), el valor de la Norma utilizada y también el Costo del Hardware. El desarrollo se llevo a cabo en el plazo de 1 año, durante el cual se destinaron aproximadamente 50 horas mensuales, dando como resultado un costo total de aproximadamente 4310 dólares (ecuación 1.3).

$$\begin{aligned} \text{Costo Hardware} &= \text{PC} + \text{Auriculares Sennheiser HD 280 Pro} \\ \text{U\$S } 350 &= \text{U\$S } 250 + \text{U\$S } 100 \end{aligned} \quad (1.1)$$

$$\begin{aligned} \text{Costo Software} &= \text{Costo Desarrollador Junior} \\ \text{U\$S } 3810 &\simeq \text{U\$S } \left(\frac{50\text{hs}}{1\text{mes}} * \frac{12\text{meses}}{1\text{año}} * \frac{400\text{ARS}}{1\text{h}} * \frac{\text{U\$S } 1}{63\text{ARS}} \right) \end{aligned} \quad (1.2)$$

Costo Desarrollo = Costo Hardware + Costo Software + Norma ANSI-ASA S3.6

$$\text{U}\$ 4310 \simeq \text{U}\$ 350 + \text{U}\$ 3810 + \text{U}\$ 150$$

(1.3)

1.3 Objetivos

El objetivo primario consiste en el diseño y desarrollo de un prototipo de Audiómetro de Screening tipo 4 y tipo C en Logaudiometría, que debe cumplir con los siguientes requerimientos:

- 1) Portabilidad,
- 2) Autonomía,
- 3) Independencia de una cámara sonoamortiguada,
- 4) Evaluación auditiva por vía aérea,
- 5) Especificaciones técnicas basadas en los requerimientos de la Norma ANSI-ASA S3.6 Specifications for Audiometers.

2 Campo de estudio

2.1 Fonoaudiología

En Argentina, la Fonoaudiología nace como un saber técnico auxiliar de la Otorrinolaringología con características de voluntariado y llega a convertirse en una disciplina independiente con objeto de estudio propio a mediados del Siglo XX [7].

Las dos principales áreas que dieron inicio a la Fonoaudiología son la voz y la audición, de las que se ocupaban normalmente médicos y profesores de sordos [8]. Diversos hitos favorecieron la labor terapéutica de los profesores, su perfeccionamiento y el desarrollo de la Fonoaudiología.

Uno de los hitos más importantes fue en 1948, cuando el Dr. Juan Manuel Tato creó un Curso para la Formación de Técnicos de Audiometría en el Hospital Rivadavia, destinado a profesores de sordos. Asimismo entre 1948-1949 organizó un Curso de Audiología, que en conjunto con el curso de Foniatría dictado por el Dr. R. Segre en 1950, dieron origen al primer Curso Regular Universitario de Fonoaudiología en la Universidad de Buenos Aires. El término “fonoaudiología” fue creado por el mismo Dr. Tato, hoy considerado Maestro de la Otorrinolaringología en Argentina, una figura enormemente admirada entre la comunidad otorrinolaringólogos nacional e internacional por sus contribuciones y sus cualidades profesionales, docentes, intelectuales y humanas.

Mientras tanto, también en 1948, el Dr. Eduardo Enrique Casterán junto con un grupo de profesionales médicos y educadores, ya habían fundado lo que hoy se conoce como Asociación Argentina de Logopedia, Foniatría y Audiología (A.S.A.L.F.A.): una Asociación Científica y Profesional sin fines de lucro que actualmente reúne a Fonoaudiólogos Universitarios, Licenciados y Doctores en Fonoaudiología de toda la Argentina [9].

En 1959 se creó la Carrera de Fonoaudiología de 3 años en la Universidad del Salvador, y en 1962 se abrieron los postgrados de Licenciatura y Doctorado en Fonoaudiología a instancias del Dr. J. B. de Quirós quien crea la Escuela Superior de Fonoaudiología en

la Universidad del Museo Social Argentino (UMSA).

Todo esto llevó a que hoy en día la Fonoaudiología tenga carácter de grado de licenciatura y se dicte en múltiples universidades de Latinoamérica. Se define como una disciplina científica que deriva de las ciencias naturales y humanas, integrando sus contenidos para desembocar en una profesión vinculada con la salud y la educación. Su objeto de estudio es la comunicación humana y el objetivo es la asistencia preventiva, terapéutica y rehabilitadora de sus disturbios en las personas afectadas. Con fines metodológicos, esta profesión se subdivide en las siguientes áreas de conocimientos:

- Foniatría: se especializa en el estudio de las alteraciones de la voz.
- Audiología: estudia las diversas patologías relacionadas con el órgano auditivo, el oído.
- Lenguaje: estudia los trastornos específicos del desarrollo del lenguaje.
- Fonoestomatología: estudia funciones vitales del ser humano como lo son la respiración, la deglución, además de la articulación de la palabra hablada. Esta fue la última en ser subdividida dentro de las áreas de la Fonoaudiología.

La Fonoaudiología es una disciplina basada en otras, conformando un entramado interdisciplinario, de donde surgen relaciones con otras profesiones en el equipo de salud y rehabilitación (médicos, psicólogos, kinesiólogos, terapeutas ocupacionales, etc.) y en los equipos de educación común y especial.

2.2 Audiología

La Audiología es una especialización que se ofrece a Licenciados en Fonoaudiología, la cual tiene como objetivo formar profesionales con aptitudes y actitudes para realizar un abordaje integral a las problemáticas audiológicas, generar estrategias y herramientas adecuadas para el crecimiento disciplinar.

Actualmente, la Audiología tiene distintas áreas de aplicación [10]:

- Médica: se encarga de la realización de diagnósticos que permiten localizar el problema auditivo.
- Educacional: profesionales que se dedican a ayudar a jóvenes en edad escolar con problemas auditivos, con el objetivo de minimizar el impacto de la disfunción auditiva.

- **Pediátrica:** diagnóstico de problemas auditivos en niños.
- **Rehabilitación:** profesionales que se encargan de aplicar las ayudas auditivas acordes a cada problema.
- **Industrial:** profesionales que se dedican a realizar el seguimiento de la función auditiva dentro de programas de prevención y/o seguimiento de riesgos laborales.

El dispositivo por excelencia, utilizado por Audiólogos y Fonoaudiólogos para evaluar la audición, es el Audiómetro. En la actualidad existen audiómetros en el mercado con diferentes características:

- screening y control,
- diagnóstico básico,
- diagnóstico clínico
- e investigación clínica avanzada.

En las consulta de Audiología Laboral y/o Escolar es más frecuente disponer de screening, quedando reservados para el ámbito clínico, los clínicos y los de investigación [2].

2.3 Reseña histórica

La Audiología como profesión se originó apenas terminada la Segunda Guerra Mundial, cuando médicos clínicos, otólogos y patólogos del habla y lenguaje se enfrentaron con el desafío de desarrollar nuevas pruebas auditivas para evaluar la audición de los soldados que volvían del campo de batalla con problemas auditivos notables, como consecuencia de la alta exposición a ruidos de alto nivel sin protección. En los primeros años, la Audiología se centró en la rehabilitación, incluida la lectura labial, el entrenamiento auditivo y los audífonos [11].

Si bien los efectos del ruido excesivo en la audición se han reconocido desde el comienzo de la era industrial, no fue sino hasta la Segunda Guerra Mundial que el Ejército de los Estados Unidos comenzó a abordar los problemas de la audición con una serie de regulaciones definidas: exponer al ruido como un peligro, establecer condiciones bajo las cuales se debe emplear protección auditiva y requerir que el personal expuesto a ruido potencialmente peligroso tenga su audición monitoreada [11].

Después de la Segunda Guerra Mundial, se desarrollaron programas educativos específicos de Audiología en las universidades que preparaban a los profesionales para el trabajo clínico, además de convertirse en el escenario para futuros esfuerzos de investigación que definirían la práctica audiológica.

2.3.1 Primeros audiómetros

Los primeros intentos para cuantificar la capacidad auditiva consistían en determinar la distancia mínima a la cual un sujeto era capaz de percibir un sonido (palabras o tic-tac de reloj). Posteriormente se idearon técnicas acumétricas, que consistían en aparatos que emitían sonidos de tonos conocidos pero de intensidad no cuantificable, tales como Acúmetro de Politzer, el Monocordio de Struycken y el Silbato de Galton (Figura 2.1).

La Acumetría, comprende todos aquellos métodos exploratorios para la evaluación de la función auditiva que pueden ser realizados por medios no electrónicos. La mayoría de ellos han quedado obsoletos, aunque algunos permanecen aún vigentes, como los diapasones.

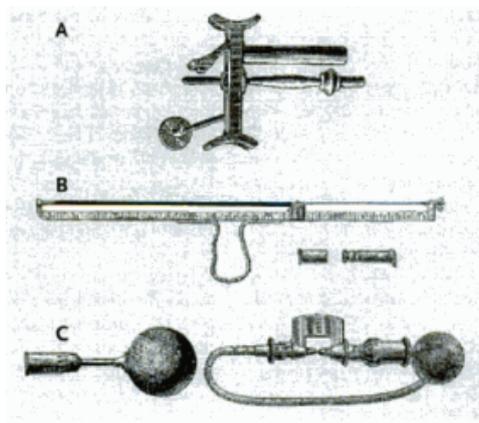


Figura 2.1: A) Acúmetro de Politzer, B) Monocordio de Struycken, C) Silbato de Galton [12].

La Audiología moderna estableció sus raíces recién en 1922 en los Estados Unidos, con la fabricación y venta del primer audiómetro comercial para medir la sensibilidad de la audición, el Western Electric 1-A (Figura 2.2), diseñado por H. Fletcher y R.L. Wegel. Harvey Fletcher fue uno de los pioneros de la investigación en comunicación oral. El Audiómetro Western Electric 1-A no era portátil, pero los modelos posteriores

si, eran más pequeños y livianos. Estos se vendían principalmente para su uso en investigación y prácticas de Otorrinolaringología [11].

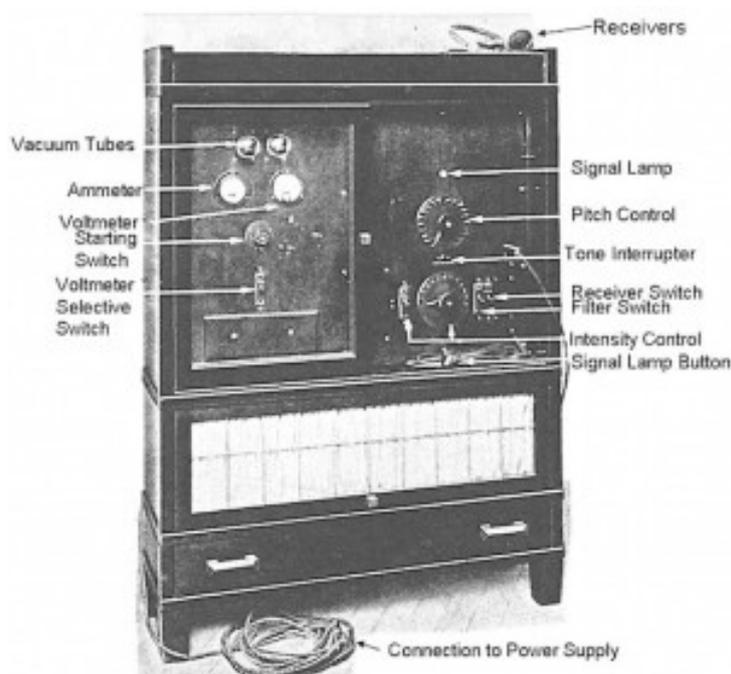


Figura 2.2: Audiómetro Western Electric 1-A [13].

Poco tiempo después, en 1923, se produjo el primer audiómetro ampliamente utilizado en ese momento, el Audiómetro Western Electric 2-A (Figura 2.3). Esta unidad era más portátil, menos costosa y diseñada para satisfacer las necesidades clínicas. Los primeros defensores en la década de 1920 y 1930 del 2-A fueron Otorrinolaringólogos, aunque su entusiasmo se vio atenuado por el hecho de que no había una calibración estándar del dispositivo [14]. Primero, debían establecerse valores umbral normales para cada frecuencia de prueba para luego proporcionar una referencia, ya que no existían niveles de referencia estándar (más detalle en el Anexo A.1).

2.3.2 Argentina

El primer audiómetro que llegó a la Argentina fue el modelo Western Electric 1-A muy costoso para la época lo que impidió su verdadera difusión, seguido del Western Electric 2-A, el cual tuvo mayor difusión debido a su menor costo.

Entre 1937 y 1941 entraron los primeros audiómetros para usos hospitalarios. Los primeros hospitales públicos en contar con audiómetros fueron el Israelita, Rawson, Ramos Mejía y Hospital de Clínicas, los cuales habían sido donados por un industrial



Figura 2.3: Audiómetro Western Electric 2-A [13].

de la época. Pero es recién entre 1950 y 1960 cuando la mayoría de los hospitales comenzaron a contar con estos instrumentos, coincidentemente con la creación del Curso de Fonoaudiología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Buenos Aires, lo que contribuyó a crear conciencia sobre la necesidad e importancia de la evaluación y valoración auditiva [2].

En la industria nacional se conocieron dos modelos como pioneros. En el año 1944 “Passaron modelo T” y luego, los fabricados por Laboratorios Precius con sus modelos “Magnus y Parvus”. Cabe destacar que durante el primer período de fabricación, los audiómetros no presentaron estandarización para su calibración, cada fabricante lo hacía de acuerdo a sus propios estándares. Las normas y valoraciones internacionales surgieron recién en la década del 60 [2].

En el Anexo A.2 se encuentra más información respecto al mercado actual de estas tecnologías en Argentina. En líneas generales, todas las empresas y marcas apuntan a la venta de audiómetros cada vez más modernos, digitales, portátiles y con conexión vía USB a otros dispositivos. Asimismo muchas marcas acompañan el desarrollo de estos audiómetros con el desarrollo de módulos de software compatibles con distintos sistemas operativos. Estos permiten la visualización, almacenamiento, transferencia, análisis e integración de distintas pruebas audiométricas.

3 Fundamentos teóricos

3.1 Anatomía del sistema auditivo

El sistema auditivo es el conjunto de órganos que hacen posible el sentido de la audición en los seres vivos. La función es, esencialmente, transformar las variaciones de presión originadas por la propagación de las ondas sonoras en el aire en impulsos eléctricos (variaciones de potencial), información que los nervios acústicos transmiten al cerebro para la asignación de significados.

El oído es el órgano principal del sistema auditivo. Es un órgano sensorial receptor que responde a ondas de compresión de un amplio rango de frecuencias, intensidades y formas. Puede considerarse un sistema electromecánico que traduce impulsos de presión en corrientes eléctricas muy pequeñas, que son producidas en el oído interno y llevadas al cerebro. Anatómicamente el oído es un órgano doble que se encuentra a ambos lados del cráneo, parcialmente alojado en el hueso temporal.

El sistema auditivo se divide en dos grandes áreas conocidas como *sistema auditivo periférico* y *sistema auditivo central*. A su vez el *sistema auditivo periférico* consta de 3 divisiones anatómicas: el oído externo, el oído medio, el oído interno. Y el *sistema auditivo central*, se conforma del octavo nervio craneal y el sistema nervioso central auditivo. En el Anexo A.3 se detallan cada una de las partes del sistema auditivo, su anatomía y funcionalidad.

3.2 Audición

La Audición es un sentido que no podemos detener, oímos siempre, desde que nacemos hasta que morimos estamos sumergidos en un ambiente ruidoso, el silencio absoluto no existe en la naturaleza. Vivimos en un mundo de sonidos, algunos de ellos con significado mientras otros no son más que ruido [11].

La Audición es uno de los cinco sentidos del ser humano y se define como la percepción de cierta clase de estímulos vibratorios que, captados por el órgano del oído, van a impresionar al área cerebral correspondiente, tomando el individuo conciencia de ellos. Siguiendo esta definición, para que exista la facultad de la audición, deben desarrollarse al menos tres fenómenos: uno físico (generación del sonido), uno

fisiológico (ondas sonoras excitan el órgano auditivo) y otro psicológico cognitivo (se comprende el conjunto de sonidos) [15]. El proceso comienza en la fuente de sonido, desde donde un conjunto de ondas sonoras se propagan e interaccionan con el medio hasta impactar con el oído donde inicia el procesamiento fisiológico del sonido, continúa el procesamiento neurológico en el sistema nervioso y termina con el procesamiento psicológico y cognitivo que realiza el cerebro. Los sonidos que escuchamos están caracterizados por un conjunto de propiedades físicas que son procesadas y decodificadas por el sistema auditivo en información significativa para el humano.

3.3 Acústica

La Acústica es la rama de la Física que estudia el sonido en el ambiente: sus propiedades, generación y propagación, esto es, como el sonido viaja a través de un medio y como es afectado por los objetos presentes en el ambiente.

El sonido es un fenómeno físico que se produce debido a la vibración de un cuerpo y consiste en la propagación de una onda mecánica a través de cualquier medio elástico (gases, fluidos, sólidos). Para que exista el sonido, es necesario un medio donde se transmita la perturbación.

La rapidez de propagación del sonido está relacionada con variables físicas propias del material como la densidad, temperatura, presión y principalmente la elasticidad. El sonido viaja más rápido en sólidos, en los líquidos, luego en gases. En el vacío no se propaga. En el caso de los medios gaseosos, como el aire, las vibraciones son transmitidas mediante choque entre partículas que constituyen el gas. De este modo cuanto mayor sea la densidad del gas, mayor será la rapidez de la onda sonora, puntualmente en la atmósfera terrestre es de 343,2 m/s (1235 km/h a 20°C de temperatura, con 50% de humedad y a nivel del mar).

La propagación del sonido también se ve influenciada por la reflexión de las ondas. La mayoría de las situaciones de escucha en el mundo real se encuentran en entornos cerrados, donde gran parte de la energía del sonido no penetra en las paredes, sino que rebota o es absorbida por las paredes.

3.4 Magnitudes del sonido

La mayoría de los sonidos en la naturaleza corresponden a vibraciones complejas, pero como todo movimiento ondulatorio, el sonido puede representarse mediante la Transformada de Fourier como una suma de curvas senoidales (tonos puros), cada una de ellas caracterizadas por las mismas unidades de medida: longitud de onda, frecuencia, amplitud y fase. Esta descomposición simplifica el estudio de sonidos complejos ya que permite estudiar cada componente frecuencial independientemente y combinar los resultados aplicando el principio de superposición, que se cumple debido a que la alteración que provoca un tono no modifica significativamente las propiedades del medio.

3.4.1 Frecuencia y longitud de onda

La frecuencia (f) y la longitud de onda (λ) son dos magnitudes físicas que caracterizan a una señal periódica. La frecuencia expresa el número de repeticiones por unidad de tiempo, mientras que la longitud de onda es igual a la distancia que recorre la señal periódica en un ciclo. Estas dos magnitudes están relacionadas según la ecuación $c = f * \lambda$, donde c , en este caso, es la velocidad del sonido.

El espectro de frecuencia del sonido está compuesto principalmente por tres grandes regiones conocidas como infrasonido, espectro audible y ultrasonido, tal cual se observa en la Figura 3.1. Puntualmente en el presente trabajo nos enfocaremos en el espectro audible, también denominado campo tonal, el cual corresponde a toda la gama de frecuencias que pueden ser percibidas por el oído humano.

Un oído tipo, sano y joven es sensible a las frecuencias comprendidas entre los 20 Hz y los 20 kHz, no obstante este margen varía según cada persona y se reduce con la edad. A su vez, a fines prácticos, el espectro audible se subdivide en tres regiones (Figura 3.1):

- 1) sonidos graves: frecuencias bajas 20 Hz a 400 Hz,
- 2) sonidos medios: frecuencias medias 400 Hz a 1600 Hz
- 3) y sonidos agudos: frecuencias altas 1600 Hz hasta un poco más de 20 kHz.

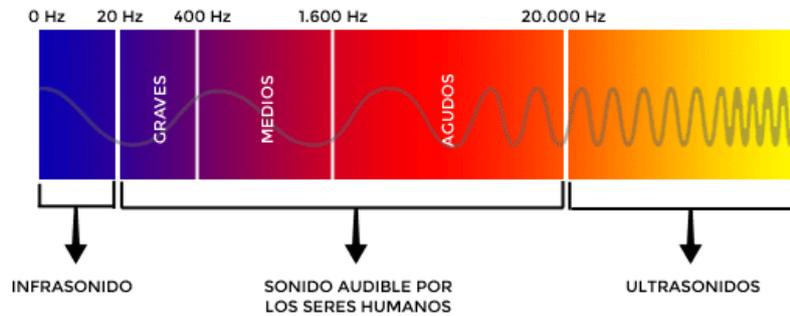


Figura 3.1: Rango espectral ondas de sonido [16].

3.4.2 Fase

La fase indica la situación instantánea en el ciclo, de una magnitud que varía cíclicamente, y se define como la fracción del período transcurrido entre el instante correspondiente y el estado tomado como referencia.

La audición de los seres humanos no es sensible de por sí a la fase inicial: por ejemplo un tono puro con una fase de inicio en 0° sonará igual que con una fase de inicio de 270° . Sin embargo, la fase inicial, o la fase general, tiene más relevancia cuando dos o más sonidos interactúan entre sí acústicamente, antes de llegar al oído.

3.4.3 Amplitud

La amplitud de una onda sonora normalmente se cuantifica y mide en unidades de presión o intensidad de sonido a fines de describir cómo la energía del mismo se distribuye al propagarse la onda.

La intensidad del sonido corresponde a una medida de potencia que se distribuye sobre un área y tiene unidades de $Watt/m^2$, mientras la presión acústica es una medida de la fuerza distribuida sobre un área y tiene unidades de μPa . Para cualquier onda sonora dada, hay una intensidad y presión de sonido correspondientes. Si se conoce la intensidad (I) o la presión (p), se puede derivar la otra cantidad, ya que ambas están relacionadas, en campo libre, mediante la siguiente ecuación 3.1:

$$I = \frac{p^2}{Z} \Rightarrow I \sim p^2 \quad (3.1)$$

donde Z es la impedancia característica del medio.

A su vez, la intensidad del sonido disminuye con el cuadrado de la distancia que este recorre, según la ecuación 3.2:

$$I = \frac{P}{S} = \frac{P}{4\pi D^2} \Rightarrow I \sim \frac{1}{D^2} \quad (3.2)$$

donde P es la potencia de la fuente en *Watt* y S el área.

En cuanto a los propósitos del presente Trabajo, son de mayor interés las intensidades de sonido o presiones del rango audible, es decir, desde la cantidad más pequeña necesaria para escuchar apenas un sonido, hasta la cantidad más grande que el oído puede tolerar.

Según los estándares aceptados derivados de los niveles promedio más bajos (umbrales) obtenidos de adultos jóvenes, la intensidad promedio más baja necesaria para escuchar un sonido, llamado *nivel de referencia para la intensidad*, es $10^{-12} \text{Watt}/\text{m}^2$; y la presión promedio más baja necesaria para escuchar un sonido, llamada *nivel de referencia para la presión*, es $20 \mu\text{Pa}$. Por otro lado, la intensidad más alta (también llamada umbral de dolor) que se puede tolerar es de aproximadamente $100 \text{Watt}/\text{m}^2$ y la presión más alta que se puede tolerar es de aproximadamente $20 \cdot 10^7 \mu\text{Pa}$.

La Tabla 3.1 resume los rangos de intensidad y presión para el oído humano. Como se puede notar, el límite superior tolerado de la intensidad del sonido es 10^{14} veces mayor que el sonido menos audible, y el límite superior tolerado de la presión del sonido es 10^7 veces mayor que el menos audible.

3.4.3.1 dB Sound Pressure Level

Los rangos de amplitud son bastante grandes, y sería engorroso graficarlos en una escala lineal. Para evitar el uso de escalas lineales de intensidad o presión, y números grandes con notación científica, estas se transforman en una escala más fácil de manipular conocida como escala de decibelios (dB) o escala logarítmica. Cualquier escala de dB es una escala de relación en la que un valor medido está relacionado con un valor de referencia especificado, tal cual lo indica la ecuación 3.3:

$$dB = 10 \log_{10} \left(\frac{X_{medido}}{X_{ref}} \right) \quad (3.3)$$

donde X_{medido} corresponde al valor que está siendo medido, y X_{ref} al valor de referencia conocido con el cual se compara X_{medido} .

A partir de la ecuación 3.3, se obtiene la ecuación 3.4 para medir niveles de intensidad sonora (Intensity Level - IL) en escala logarítmica, reemplazando X_{ref} por $10^{-12}Watt/m^2$:

$$dBIL = 10 \log_{10} \left(\frac{I_{medido} Watt/m^2}{10^{-12} Watt/m^2} \right) \quad (3.4)$$

Y de igual modo, para medir niveles de presión sonora (Sound Pressure Level - SPL) en escala logarítmica, utilizando la equivalencia planteada en la ecuación 3.1 y reemplazando X_{ref} por $20\mu Pa$, se obtiene la ecuación general 3.5:

$$dB SPL = 20 \log_{10} \left(\frac{P_{medido} \mu Pa}{20 \mu Pa} \right) \quad (3.5)$$

Ambas ecuaciones logarítmicas (3.4 y 3.5) son equivalentes, lo que difiere en ellas es la forma de calcular el valor en dB, según el dato del cual se disponga, ya sea intensidad o presión. En la Tabla 3.1 se observa el valor en dB IL y SPL para los umbrales.

Rango	Intensidad		Presión	
	$Watt/m^2$	dB IL	μPa	dB SPL
Mínimo audible	10^{-12}	0	20	0
Umbral de dolor	100	140	$20 \cdot 10^7$	140

Tabla 3.1: Rango audible de intensidad sonora.

3.4.3.2 dB Hearing Level

Con el objetivo de simplificar la representación de la pérdida de audición en los audiogramas, el umbral de la curva de audición (Figura 3.2) se normaliza creando un HL (Hearing Level) de 0 dB para cada frecuencia. De modo que, el valor 0 dB HL, también conocido como cero audiométrico, es igual a la cantidad promedio estándar de dB SPL necesaria para que los oyentes normales escuchen cada tono [11].

El umbral equivalente de referencia de la audición, normalmente conocido por sus siglas en inglés RETSPL (Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level), se define en la norma ANSI-ASA S3.6 como: "la media de los niveles de presión sonora equivalentes al umbral de audición (ETSPL - Equivalent Threshold Sound Pressure Level) de

un número suficientemente grande de personas de ambos sexos, de edades comprendidas entre 18 y 30 años, y otológicamente normales." Además la norma aclara que "el nivel de presión sonora equivalente al umbral (ETSPL) se mide como el nivel de presión sonora generado por el auricular (cuando a éste se le aplica una señal eléctrica) en un oído artificial, acoplador acústico o simulador del oído, a una frecuencia específica, para un tipo de auricular específico y para una fuerza concreta de aplicación del auricular al oído humano; que con el auricular aplicado al oído en cuestión, correspondería al umbral de audición."

Como cualquier escala en dB, la escala HL necesita de un nivel de referencia. De modo que, para cada frecuencia f , se obtiene:

$$dBHL_f = 20 \log_{10}\left(\frac{P_{medido,f}}{P_{RETSPL,f}}\right) = 20 \log_{10}\left(\frac{P_{medido,f}}{20\mu Pa}\right) - 20 \log_{10}\left(\frac{P_{RETSPL,f}}{20\mu Pa}\right) \quad (3.6)$$

Así, la conversión de dB HL a dB SPL, y viceversa, es cuestión de sumar o restar los valores RETSPL correspondientes:

$$dBHL_f = dB SPL_f - RETSPL_f \quad (3.7)$$

En estas ecuaciones (3.6 y 3.7) se verifica que, siempre que un tono sea igual a su valor de referencia, por definición será igual a 0 dB HL.

Como menciona la Norma ANSI-ASA S3.6 en la definición de RETSPL, el mismo depende del tipo de auricular, por lo tanto, cada audiómetro tendrá calibrado el cero audiométrico de cada frecuencia ($RETSPL_f$) en función del tipo de auricular que este utilice. En la Sección 6.1.2 se explicitan éstos conceptos en función de los auriculares (Sennheiser HD 280 Pro) utilizados para el desarrollo del Proyecto.

3.5 Psicoacústica

La Psicoacústica es el estudio de cómo los seres humanos perciben/interpretan las propiedades físicas del sonido mencionadas en la Sección anterior. Es una disciplina esencialmente empírica, ya que sus conclusiones se obtienen a partir del análisis estadístico de los resultados de experimentos que buscan medir la respuesta subjetiva de sujetos a estímulos de propiedades físicas cuantificadas.

Escuchar no es meramente un fenómeno mecánico de la propagación de onda, sino

que es también un acontecimiento sensorial y perceptivo. Cuando esta onda de sonido llega al oído, las diferencias de presión que se generan en el aire, hacen que la membrana timpánica se mueva hacia adentro y hacia afuera, comenzando así el proceso de audición.

Entre otras cosas, la Psicoacústica estudia cómo la frecuencia y la intensidad se correlacionan con la percepción del tono y volumen (sonoridad), cómo cambian los umbrales a medida que se acorta la duración de un sonido (integración temporal) y cómo los humanos utilizan la información acústica para determinar de dónde provienen los sonidos (localización) [11].

3.5.1 Rango audible

Como se mencionó anteriormente, el oído humano responde a frecuencias de 20 Hz a 20 kHz, sin embargo, no es igualmente sensible en todo el rango de frecuencias.

Esta relación entre los umbrales en dB SPL y la frecuencia, se conoce como curva de umbral de audibilidad. La Figura 3.2 muestra la curva de umbral de audibilidad entre 100 y 10.000 Hz. Tal como se puede ver, los humanos son más sensibles a las frecuencias entre 500 y 2000 Hz, necesitando dB SPL ligeramente más altos para alcanzar el umbral en las frecuencias más bajas y más altas. También en la Figura 3.2 se muestra la estimación del límite superior para la audición, llamado umbral de dolor, que a diferencia del umbral mínimo no varía mucho en función de la frecuencia, probablemente porque involucra el umbral de la sensación dentro de la membrana timpánica, que es relativamente constante a través de la frecuencia [11]. El área entre la curva de umbral inferior y la curva de límite de dolor superior define el rango utilizable para la audición humana.

3.5.2 Volumen

El volumen, o sonoridad, es la correlación psicológica de la intensidad y es la de mayor interés a la hora de evaluar la audición.

Como se observa en la curva de audibilidad (Figura 3.2), se necesita una cantidad diferente de intensidad para alcanzar el umbral en diferentes frecuencias. Entonces, una pregunta obvia que surge de la forma de esta curva es: ¿qué intensidades se necesitan para mantener un volumen igual en todas las frecuencias? Para responder

a esta pregunta, generalmente se usa un procedimiento de coincidencia de volumen en el que los dB SPL para diferentes frecuencias se ajustan hasta que suenen igual de fuertes a un tono de referencia de 1000 Hz.

La unidad de escala utilizada para representar los niveles de volumen se llama *fon* y las curvas que igualan el nivel de volumen a lo largo de todo el rango de frecuencias audibles, se conocen como *curvas isofónicas* o *curvas de igual sonoridad*. En la Figura 3.3 se muestran una serie de curvas isofónicas, para diferentes valores de volumen (*fon*). Cada curva isofónica iguala el volumen a través del rango de frecuencias, y se define como el dB SPL de un nivel dado de un tono de 1000 Hz [11].

Las primeras curvas de igual sonoridad fueron establecidas de forma experimental por los físicos estadounidenses Harvey Fletcher y Wilden A. Munson en 1933 mientras trabajaban para Bell Labs por lo cual llevan sus apellidos. Luego estas curvas fueron recalculadas por D. W. Robinson y R. S. Dadson en 1956 [11].

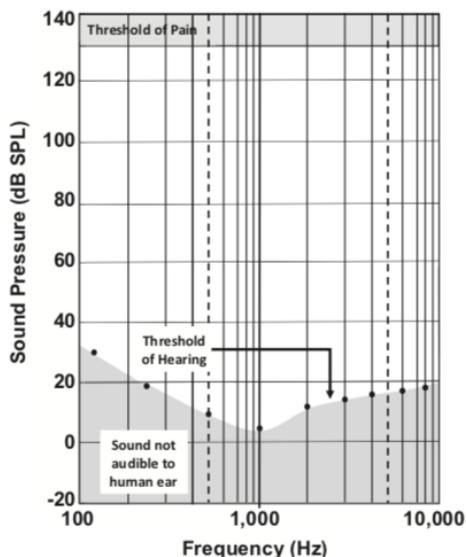


Figura 3.2: Umbrales y rango superior de audición en función de la frecuencia en humanos [11].

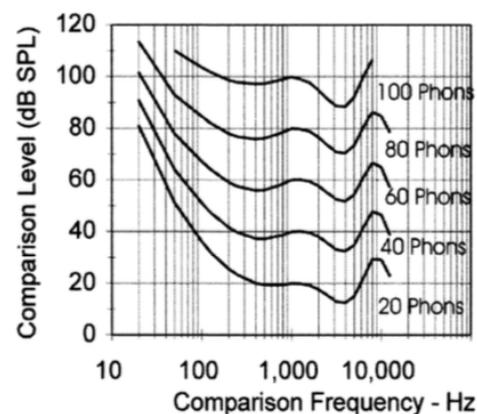


Figura 3.3: Curvas isofónicas o curvas de igual volumen [11].

4 Audiometría

La Audiometría, como rama de la Audiología, se ocupa de la medición funcional de la audición. Existen varios tipos de audiometría como conjunto de técnicas y procedimientos para evaluar la audición, entre ellas: Audiometría Tonal, Audiometría Automática, Audiometría Vocal (Logaudiometría), Audiometría Objetiva, Audiometría Supraliminar, Audiometría Direccional, Audiometría por Respuestas Evocadas, etc.

Según el tipo de exploración, las técnicas de audiometría se pueden dividir en dos grandes grupos: objetivas y subjetivas. Las técnicas objetivas se basan en registrar la actividad eléctrica de los distintos núcleos de la vía auditiva. Estas técnicas no requieren participación activa del paciente. Una de ellas es la timpanometría (impedanciometría), que realiza una medida de transmisión a través del oído medio, estudiando la impedancia acústica, es decir la resistencia que el oído opone a la propagación del sonido. Por otro lado las técnicas subjetivas, al contrario que las técnicas objetivas, requieren la cooperación y participación del sujeto. Dentro de estas hay dos métodos muy conocidos, que son la Audiometría Tonal (AT) y la Logaudiometría.

Ambas pruebas, AT y Logaudiometría, se realizan mediante el uso de un audiómetro y forman parte del llamado estudio funcional auditivo básico. Además, es necesario para tomar la audiometría, el aislamiento del paciente de la atmósfera de ruidos que lo envuelve, lo cual se logra utilizando una cámara sonoamortiguada.

4.1 Audiómetro

El Audiómetro es un equipo destinado al diagnóstico audiológico cuya función específica es la de investigar los umbrales de audición a través de la realización de Audiometrías Tonales por vía aérea y por vía ósea, en oído derecho y oído izquierdo por separado, y Logaudiometrías, también en oído derecho e izquierdo por separado.

El Audiómetro es un dispositivo médico de diagnóstico, en Argentina regulado por la ANMAT¹. Se trata de un dispositivo no invasivo de Clase de Riesgo II.

¹Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica

Los Audiómetros se clasifican de acuerdo al tipo de señal que generan, su modo de operación y su complejidad en cuanto a las disfunciones auditivas detectadas [10]. Aunque la apariencia y el funcionamiento de los audiómetros pueden diferir según el fabricante o el modelo, todos tienen funciones y componentes similares acordes a su categoría o tipo.

El audiómetro genera un estímulo consistente en una señal sonora que se reproduce por medio de transductores acústicos, de la cual se conoce con exactitud la frecuencia en Hertz (Hz) y la intensidad en decibeles (dB HL). En Audiometría, los transductores acústicos son auriculares utilizados para realizar evaluaciones por vía aérea o vibradores óseos para diagnosticar por vía ósea.

Asimismo, otra forma muy común de clasificar los audiómetros es según su alcance y uso: audiómetros de diagnóstico clínico y audiómetros de screening. El Audiómetro de Screening suele ser más pequeño, portátil y tiene una capacidad muy limitada. Con este se realizan pruebas en un rango limitado de frecuencias e intensidades.

4.2 Técnicas audiométricas

4.2.1 Audiometría Tonal

La Audiometría Tonal (AT) es la prueba base para el diagnóstico audiológico, es considerada la prueba clínica audiológica fundamental. Con esta técnica comienzan la mayoría de los estudios diagnósticos auditivos, razón por la cual resulta imprescindible en cualquier protocolo básico para medición de la audición.

La AT es la herramienta que permite valorar de una forma confiable la capacidad auditiva en cada una de las fases del proceso de audición y determinar el nivel de escucha o de alteración de la audición de una persona. Posibilita conocer el tipo de hipoacusia que posee el paciente (topodiagnóstico lesional), si afecta a uno a ambos oídos (uni o bilateral), cuantificar el déficit (leve, moderada, severa y profunda) y determinar umbrales de comodidad, molestia y dolor [2].

La técnica de AT consiste específicamente en la búsqueda de los umbrales mínimos de audición de un sujeto para cada frecuencia del espectro evaluado. Se valora la percepción por vía aérea (VA) y por vía ósea (VO) en oído derecho e izquierdo en un

rango frecuencias comprendido entre 125 y 8.000 Hz para la VA y, 250 a 4000 Hz para la VO. La evaluación de intensidad se mide, en decibeles (dB HL), y va desde el 0 dB (mínima sensación audible) hasta 120 dB. La VA se examina mediante auriculares o bien a campo libre a través de parlantes exteriores, y la VO a través de un elemento vibrador llamado pastilla o transductor óseo que se apoya sobre la apófisis mastoides estimulando directamente al oído interno.

En este punto cabe destacar que si bien el espectro audible abarca el rango de frecuencias entre 20 Hz y 20 kHz (Figura 3.1), la prueba de AT evalúa el rango del espectro en el cual se ubican los sonidos del habla (Figura 4.1).

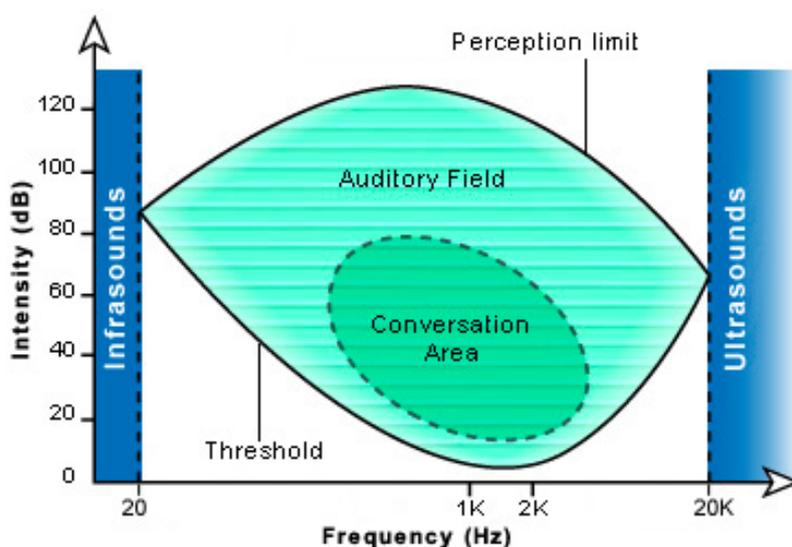


Figura 4.1: Rango de audición humana [17].

La AT está especialmente recomendada para quienes noten una pérdida de sensibilidad auditiva. Aunque también se aconseja a cualquier persona, solo por carácter preventivo o de detección precoz.

Se debe tener en cuenta, que los sonidos cotidianos son mucho más complejos que un simple tono puro, ocurren en niveles de intensidad moderada y generalmente están rodeados por sonidos de fondo. Si bien la capacidad auditiva de una persona depende del procesamiento de la frecuencia, la intensidad y los parámetros temporales de los sonidos, también puede verse influida por una variedad de otros factores no acústicos, como la edad, la cognición, la motivación y el contexto [11].

Sin embargo, los tonos puros son los más utilizados para pruebas básicas. Los tonos

son relativamente fáciles de producir y calibrar, y dado que muchos tipos de pérdidas auditivas no afectan las frecuencias por igual, el patrón en función de la frecuencia es a menudo característico de ciertos tipos de pérdida auditiva [11].

4.2.2 Logoaudiometría

La Logoaudiometría, también llamada Audiometría Vocal, mide la audición por medio de la palabra hablada. Constituye una prueba fundamental para determinar la percepción de la palabra y la inteligibilidad del lenguaje.

Las pruebas del habla proporcionan una manera formal de determinar la capacidad del paciente para reconocer y comprender el habla, aunque en un entorno controlado. Puntualmente, consiste en la búsqueda de los siguientes umbrales característicos:

- Umbral de detección de la voz: intensidad (dB HL) a la cual el paciente oye pero no es capaz de reproducir la palabra.
- Umbral de detección de la palabra: intensidad (dB HL) a la cual el paciente comienza a ser capaz de repetir alguna de las palabras.
- Umbral de captación (teórico): intensidad (dB HL) en la cual el paciente es capaz de reproducir el 50% de las palabras. El 100% corresponde a un total de 25 palabras de una lista fonéticamente balanceada utilizada especialmente para esta prueba.
- Umbral de máxima discriminación (teórico): mínima intensidad (dB HL) en la cual el paciente es capaz de reproducir el 100% de las palabras. El 100% corresponde a un total de 25 palabras de una lista fonéticamente balanceada utilizada especialmente para esta prueba.

Por un lado los umbrales de detección de la voz y palabra, se obtienen de la propia respuesta del paciente, mientras que los umbrales de captación y máxima discriminación, son umbrales teóricos que se obtienen de forma indirecta. Estos últimos se obtienen de la curva logoaudiométrica una vez finalizada la prueba, buscando el valor dB HL, que sobre la curva se corresponde al 50% y al máximo porcentaje de discriminación en el eje Y (Figura 4.3).

La prueba de Logoaudiometría se realiza presentando al paciente una serie de palabras habladas, ya sea repitiéndolas a viva voz por medio de un micrófono presente en

el audiómetro que monitorea el nivel de intensidad, o bien reproduciendo una serie de listas grabadas y almacenadas como archivos de audio. Para que las palabras empleadas en Logoaudiometría sean útiles:

- no tienen que tener significado ni ser familiares para el paciente, en caso contrario el paciente puede reconocer por el significado se estaría agregando el factor de integración intelectual;
- deben tener diferenciación fonética, es decir que las palabras no deben confundirse entre sí;
- deben tener proporcionalidad entre los diferentes sonidos que compongan el idioma;
- deben tener igual audibilidad, es decir que todas las palabras deben ser igualmente fáciles de captar por el oído para que la probabilidad en todos los casos sea la misma.

Actualmente, las más utilizadas en Argentina, son las listas de palabras fonéticamente balanceadas creadas por el Dr. Tato en 1948 [18]. Estas son 12 listas de 25 palabras bisilábicas graves que cumplen con los requisitos planteados arriba, tanto para Argentina como en todos los países de habla hispana de Sudamérica.

Los resultados de las Logoaudiometrías se utilizan para comparar y validar umbrales de tonos puros, comparar la capacidad de reconocimiento de voz entre los dos oídos y/o monitorear cambios a lo largo del tiempo. La Logoaudiometría también puede ayudar a determinar si un paciente es un candidato apropiado para un audífono o implante coclear, o para comparar el desempeño de un paciente con diferentes dispositivos y configuraciones de amplificación [11].

4.3 Audiograma y Logoaudiograma

Un *Audiograma* es el gráfico que resulta de la técnica de tonos puros, en el cual se representan los resultados obtenidos ilustrando el umbral de audición de la persona examinada, para cada frecuencia, en cada uno de los oídos.

Este gráfico permite cuantificar el grado de pérdida auditiva e identificar el lugar de lesión y origen de ella.

En la Figura 4.2 se puede observar un audiograma que representa un estudio de Audiometría Tonal ya realizado. En abscisas, se colocan los valores de las frecuencias a explorar. En las ordenadas, en sentido descendente, están colocadas las pérdidas en dB en relación a la línea cero (0 dB HL) que representa el umbral normal para las vías ósea y aérea [19].

El formato de Audiograma que muestra la Figura 4.2, se corresponde al indicado en el Anexo E de la Norma ANSI-ASA S3.6 detallada en la Sección 4.4.1. Particularmente en Argentina, la escala de frecuencia se ubica en la abscisa inferior. Esto fue consensuado entre las asociaciones de profesionales y colegios de audiólogos y médicos.

Por otra parte, el *Logaudiograma* es el gráfico en el cual se representan los umbrales evaluados, formando una curva (curva logaudiométrica) tal cual se muestra en la Figura 4.3. En abscisas se colocan los valores de intensidad en dB HL, de 0 a 100 dB HL. En las ordenadas, en sentido ascendente, se colocan los valores de porcentaje, de 0 a 100%, que representan el nivel de discriminación para cada intensidad.

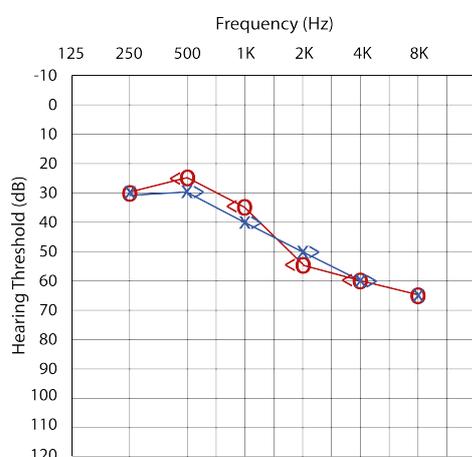


Figura 4.2: Representación de un audiograma [20].

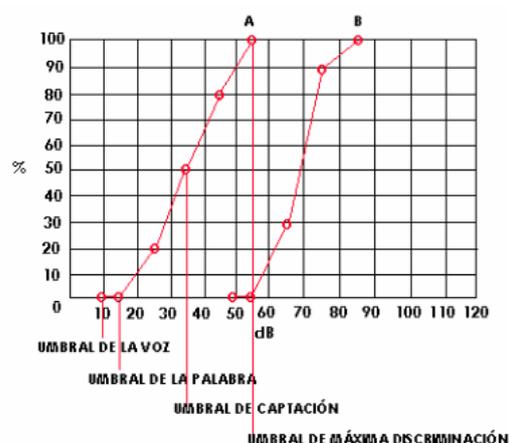


Figura 4.3: Representación de una curva logaudiométrica [21].

4.3.1 Notación

En cuanto a las notaciones de respuesta en los audigramas, se corresponden con código internacional vigente en las Normas ISO 8253-1 y 8253-3, que se representan visualmente con el Monigote de Fowler, según se muestra en la Figura 4.4. Estas

normas son equivalentes en Argentina con las Normas IRAM 4028-1 y 4028-3 (Tabla 4.1). Las mismas fueron consultadas en el edificio del Instituto Argentino de Normalización y Certificación, donde se tomó nota sobre algunos aspectos metodológicos de los estudios para tener en cuenta al momento de realizar el diseño de la aplicación.

Norma	Objeto
ISO 8253-1:2010 IRAM 4028-1:1996	Métodos de pruebas audiométricas - Audiometría tonal por vía aérea y ósea.
ISO 8253-3:2010 IRAM 4028-3:1996	Métodos de pruebas audiométricas - Logaudiometría

Tabla 4.1: Normativa internacional y nacional relacionada con la utilización de los audiómetros.

TIPO DE ENSAYO	OÍDO DERECHO	OÍDO IZQUIERDO
•Conducción aérea	○	×
•Ausencia de respuesta	↻	↻
•Conducción aérea (enmascaramiento)	△	□
•Conducción ósea - apófisis mastoidea	<	>
•Conducción ósea - apófisis mastoidea (enmascaramiento)	◻	◻
•Conducción ósea - frente (enmascaramiento)	└	└
•Conducción ósea - frente	v	



Figura 4.4: Símbolos para la representación gráfica de los niveles liminares de audición. Norma ISO 8253-1:2010 [19]. Monigote de Fowler: código internacional de notaciones de respuesta [22].

4.3.2 Pérdida auditiva

Según la Organización Mundial de la Salud, alguien sufre pérdida de audición cuando no es capaz de oír tan bien como una persona cuyo sentido del oído es normal, es decir, cuyo umbral de audición en ambos oídos se encuentra dentro de los límites normales: menor a 25 dB. La pérdida de audición puede ser leve, moderada, grave o profunda. Afecta a uno o ambos oídos y entraña dificultades para oír una conversación o sonidos fuertes [3].

La hipoacusia es la disminución de la percepción auditiva, vía habitual para adquirir el lenguaje uno de los más importantes atributos humanos. Se trata de un problema de

especial importancia en la infancia, pues el desarrollo intelectual y social, así como el desarrollo del pensamiento, están íntimamente relacionados con una correcta audición [2].

Cada grado de pérdida auditiva, requerirá un tipo de intervención diferente. Se realizará un tratamiento médico y audiológico, paliando el déficit funcional, con la utilización de diferentes tipos de dispositivos de ayuda auditiva y planes de tratamiento adecuados. Para ello resulta fundamental el desarrollo y fabricación de equipamiento específico los que a través de procedimientos sencillos, no invasivos y rápidos permitan alcanzar estos objetivos y contribuyan a disminuir los costos individuales y sociales que provoca la pérdida de la sensibilidad auditiva.

Actualmente la hipoacusia esta declarada por la Organización Mundial de la Salud como enfermedad no transmisible, por lo cual se realizan campañas internacionales de concientización sobre los cuidados de la audición a fin de difundir la importancia de detectar tempranamente la hipoacusia e intervenir en forma oportuna. Este año (2019) el tema de la Campaña es “Examina tu Audición” [2].

En el Anexo A.4 se resumen algunas de las causas y consecuencias más importantes de la pérdida auditiva, según la Organización Mundial de la Salud.

4.4 Normativa

La normativa nacional e internacional que regula las prestaciones de los audiómetros, corresponden a los organismos ANSI² e IEC³. Mientras que a nivel nacional corresponde al organismo IRAM⁴.

La fabricación y los requerimientos de los Audiómetros está regulada en Argentina por la Norma IRAM 4075: *Electroacústica, Audiómetro* y a nivel internacional por la Norma ANSI-ASA S3.6: *Specifications for Audiometers*, la cual se corresponde con la Norma Internacional IEC 60645: *Electroacoustics - Audiometric equipment* (Tabla 4.2).

²American National Standards Institute

³International Electrotechnical Commission

⁴Instituto Argentino de Normalización y Certificación

Norma	Objeto
ANSI-ASA S3.6:2010	Especificación de todo tipo de audiómetros
IEC 60645-1:2017	Especificación audiómetros de tonos puros y logaudiometría
IRAM 4075:1995	Especificaciones audiómetros

Tabla 4.2: Normativa internacional y nacional, especificaciones de audiómetros.

4.4.1 ANSI-ASA S3.6: Specifications for Audiometers [1]

La Norma ANSI-ASA S3.6, en la cual se basa el desarrollo del presente Proyecto, incluye las especificaciones y tolerancias para distintos tipos de audiómetros y niveles de umbral de referencia estándar para transductores audiométricos tales como auriculares supraaural, circumaural y de inserción, además de vibradores óseos y altavoces.

Este estándar clasifica los audiómetros según la señal generada (tonos puros, voz o ambos), modo de operación y complejidad o rango de funciones auditivas. Además de establecer una clasificación principal por tipo.

La Norma especifica cinco tipos de audiómetros de tonos puros que clasifican en tipo 1, 2, 3, 4 y HF, y tres tipos de audiómetros para logaudiometrías denominados A, B y C. Los audiómetros utilizados para la evaluación diagnóstica abarcan los tipos 1, 2 o 3, quedando los audiómetros de screening categorizados como tipo 4 (Tabla 4.3). Por otro lado, el tipo HF clasifica los audiómetros de frecuencia extendida. Los requerimientos en función de esta categorización se observan en las Figuras 4.5 y 4.6.

Audiómetros	
Categoría	Norma ANSI-ASA S3.6
Diagnóstico clínico Investigación	Tipo 1, 2, 3
Screening	Tipo 4

Tabla 4.3: Clasificación audiómetros de diagnóstico clínico y de screening.

Facility	Pure tone types					Speech types		
	1	2	3	4	HF ^f	A	B	C
Transducers								
-two earphones	X	X	X	X	X	X ^c	X ^c	X ^c
-insert earphones	X							
-loudspeakers or electrical output ^d	X	X				X	X	
-bone vibrator	X	X	X			X		
Hearing Levels and Test Frequencies (see Tables 2a and 2b)	X	X	X	X	X	X	X	X
Test Signal Switching								
-presentation/interruption	X	X	X	X	X	X	X	X
-pulsed tone	X	X		X ^a	X			
-frequency modulation (FM)	X	X						
Reference Tone								
-alternate presentation	X	X ^b						
-simultaneous presentation	X							
Speech Input								
-speech replay device or electrical input for recorded material ^e	X	X				X	X	X
-microphone for live voice testing						X	X	
Masking								
-narrow-band noise	X	X	X		X			
-white noise	X	X						
-speech spectrum noise						X	X	X
Routing of Masking								
-contralateral earphone	X	X	X		X	X	X	X
-ipsilateral earphone	X					X		
-loudspeaker or electrical output	X	X				X	X	
-bone vibrator	X							
Subject Response System	X	X	X	X ^a	X	X		
Signal Indicator	X	X			X	X	X	X
Audible Monitoring of Test Signal	X					X	X	
Operator-to-subject Speech Communication	X	X				X		
Talk-back System	X					X	X	

^a Not mandatory for manual audiometers.
^b Not mandatory for automatic recording audiometers.
^c Free-field equivalent is not mandatory but is recommended. Where this is provided, the audiometer shall be designated as a Type E.
^d The manufacturer shall specify how conformity with this standard is to be achieved if the loudspeakers are not supplied with the audiometer.
^e The replay device is not always supplied by the manufacturer of the audiometer.
^f Audiometers used for testing extended high frequency pure tones (8000 to 16000 Hz) are designated as a Type HF.

Figura 4.5: Características de los audiómetros según el tipo, especificadas en la Norma ANSI-ASA S3.6 [1].

Frequency (Hz)	Hearing levels (dB HL) ^a						
	Type 1 ^d		Type 2 ^d		Type 3 ^d		Type 4 ^c
	Air ^b	Bone	Air	Bone	Air	Bone	Air
125	70		60				
250	90	45	80	45	70	35	
500	120	60	110	60	100	50	70
750	120	60					
1000	120	70	110	70	100	60	70
1500	120	70	110	70			
2000	120	70	110	70	100	60	70
3000	120	70	110	70	100	60	70
4000	120	60	110	60	100	50	70
6000	110	50	100		90		70
8000	100		90		80		
SPEECH	100	60	90	55			

^a The maximum hearing level shall be \geq the tabulated value. The minimum hearing level shall be \leq -10 dB HL for Types 1 to 4.

^b For Type 1 audiometers using circumaural or insert earphones the maximum hearing level may be 10 dB less than the table values.

^c Type 4 audiometers designed to be used for occupational hearing conservation purposes shall meet OSHA requirements and NIOSH recommendations. To meet these requirements and recommendations, the maximum hearing level shall be increased to 90 dB HL and the frequency range shall be extended to 8000 Hz.

^d Puretone, warbletone or speech, sound field / loudspeaker output within the range of 250 to 6000 Hz shall be within 20 dB of those shown for air for each instrument type.

Figura 4.6: Rango de frecuencias e intensidades, según el tipo de audiómetro, especificado en la Norma ANSI-ASA S3.6 [1].

5 AudITBA: Requerimientos

La primer tarea del ciclo de desarrollo del software consistió en definir los requerimientos estructurales y funcionales del programa a desarrollar.

AudITBA se define como un software de aplicación standalone y multiplataforma que funciona a modo de Audiómetro de Screening, realizando estudios de Audiometría Tonal y Logaudiometría.

5.1 Estructurales

El audiómetro de screening AudITBA se compone de:

- un programa informático (software propio),
- y elementos de hardware comerciales: una PC con sistema operativo Windows o macOS que contenga una placa de sonido interna y auriculares del tipo circumaural.

En cuanto a la estructura del programa, se basa en una arquitectura standalone, donde todo el software está concentrado en la misma máquina. Por lo cual, tanto la base de datos, como la aplicación y las conexiones entre ellos, residen en la misma PC, que a su vez es desde el único lugar donde se puede y debe operar el programa. Su ventaja radica en la simplicidad de instalación y operación.

Por otro lado, se trata de un software multiplataforma, lo cual implica que podrá ejecutarse en múltiples o al menos dos plataformas informáticas, en este caso la aplicación podrá ser instalada en PCs con sistema operativo macOS y/o Windwos de 32 y 64 bits.

5.2 Funcionales

El aplicativo AudITBA traslada las funcionalidades de un Audiómetro de Screening a una PC. Mediante esta aplicación, los usuarios (Fonoaudiólogos, Audiólogos) podrán identificar potenciales problemas auditivos, realizando exámenes de screening sin necesidad de una cámara sonoamortiguada, aunque si un espacio lo más silencioso posible.

Siguiendo los objetivos planteados al comienzo del Proyecto, las especificaciones técnicas se establecen en base a los requerimientos que indica la Norma ANSI-ASA S3.6 para Audiómetros Tonales tipo 4 y Logoaudiometría tipo C (Figura 4.5).

En la Tabla 5.1 se detallan las especificaciones del audiómetro en general, y en la Tablas 5.2 y 5.3 las especificaciones relacionadas a cada uno de los tipos de evaluación, Audiometría Tonal y Logoaudiometría respectivamente.

AudITBA	
Modo	Vía aérea
Modo de testeo	Manual
Auriculares	Sennheiser HD 280 Pro
Enmascaramiento	NO
Canal Izq. y Der. intercambiable	SI
Sistema Operativo	macOS & Windows
Motor de base de datos	SQLite
Normativa	ANSI-ASA S3.6 Specifications for Audiometers

Tabla 5.1: Especificaciones técnicas AudITBA.

AudITBA - Audiometría Tonal	
Rango de frecuencia (Hz)	250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000
Tolerancia (Hz)	$\pm 2\%$
Rango de intensidad (dB HL)	-10 a 70
Incrementos (dB HL)	5 o 10
Tolerancia (dB HL)	250 a 4000 Hz: ± 3 6000 Hz: ± 5
Señal auditiva	Pulsada
Duración del tono (s)	1 o 2
Normativa	ANSI S3.6 Audiometer type 4

Tabla 5.2: Especificaciones técnicas AudITBA, Audiometría Tonal.

AudITBA - Logoaudiometría	
Modos	Viva voz (Logometría) Palabras grabadas (Logoaudiometría)
Rango de intensidad (dB HL)	0 a 100
Incrementos (dB HL)	10
Listas	25 palabras
Señal auditiva	Viva voz (Logometría) Audios archivo .wav (Logoaudiometría)
Normativa	ANSI S3.6 Audiometer type C

Tabla 5.3: Especificaciones técnicas AudITBA, Logoaudiometría.

6 AudITBA: Diseño

El objetivo de la etapa de diseño del Proyecto consistió en definir la arquitectura, componentes, interfaces y características del audiómetro, a partir de los requerimientos especificados en la etapa previa.

En el presente Trabajo, el diseño se basa en la interacción entre los componentes de *Hardware* y *Software* de la aplicación. Por un lado el *Hardware* representa el conjunto de partes físicas que componen al audiómetro. Mientras el *Software* es el programa o aplicación, que mediante un conjunto de instrucciones y reglas informáticas hace posible el funcionamiento del audiómetro. En la Figura 6.1, por medio de un diagrama de bloques se representan las interacciones entre estos componentes, además del funcionamiento interno del sistema. Por fuera del audiómetro también se diagrama la interacción entre el Paciente, quien posee los auriculares, y el Usuario, quien comanda el audiómetro por medio de la interfaz gráfica de usuario.

6.1 Hardware

El desarrollo del presente Trabajo no implica en ninguna de sus etapas desarrollo de hardware, aunque si fue necesario diseñar la interacción de este con el software. El conjunto de partes físicas que componen al audiómetro AudITBA son sencillamente: una computadora equipada con una placa de sonido interna y un par de auriculares aptos.

Se utiliza una computadora portátil MacBook Air modelo 2017, con sistema operativo macOS High Sierra - Versión 10.13.6, equipada con una placa de sonido interna del tipo Builtin (de la cual no se pudo obtener información relevante) y un par de auriculares marca Sennheiser modelo HD 280 Pro.

6.1.1 Placa de sonido

Una placa de sonido interna consiste en un circuito electrónico, ubicado en el interior de una computadora, que proporciona la capacidad de entrada y salida de señales de audio, hacia y desde la misma.

Bajo el control de programas informáticos, la placa de sonido convierte señales digitales, en señales analógicas que representan un sonido (Conversor Digital a

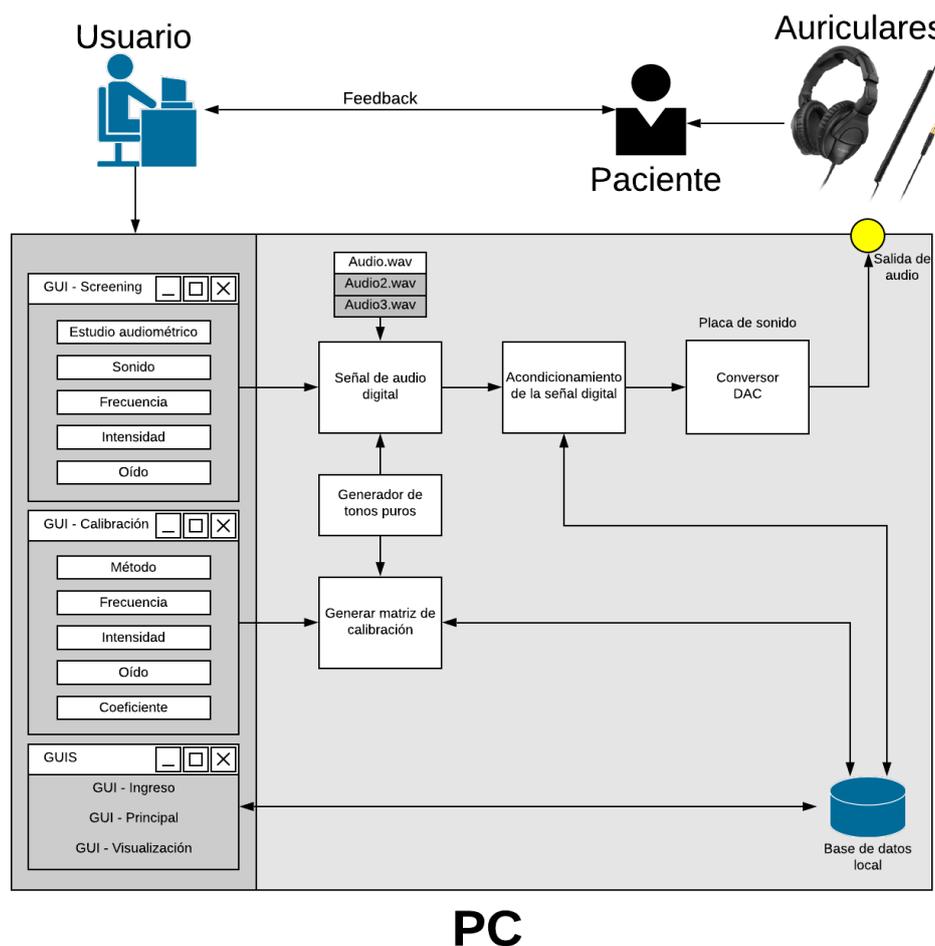


Figura 6.1: Diagrama de bloques audiómetro AudITBA basado en PC.

Analógico - DAC); y viceversa convirtiendo una señal sonora en una señal digital (Convertor Analógico a Digital - ADC).

Existen dos tipos de placas de sonido internas, conocidas como *Standalone* o *Built-in*. Una placa de sonido *Standalone*, es una tarjeta de expansión, que se inserta en el interior de una computadora, con el objetivo de expandir la capacidad de procesamiento de audio. La tarjeta de expansión es un dispositivo con diversos circuitos integrados (chips) y controladores, que insertada en su correspondiente ranura de expansión suma capacidades a la computadora en la que se inserta. Por otro lado, una placa de sonido del tipo *Built-in*, es aquella que se encuentra integrada directamente en la placa madre de la computadora. Estas placas de sonido modernas, permiten el desarrollo de computadoras más compactas, dotándolas de la capacidad de audio.

En cualquiera de los casos, la intensidad del audio que genera la placa de sonido se

controla modulando linealmente valores de voltaje. Sin embargo, el oído humano, percibe la intensidad en forma logarítmica. Esta equivalencia, entre los valores de voltaje entregados por la placa, a un auricular específico, y los dB SPL percibidos por el oído humano, será la clave a tener cuenta al momento de la calibración.

La PC utilizada dispone de una única salida/entrada de audio Jack hembra TRRS de 3.5 mm, donde se podrá conectar cualquier transductor acústico con un conector Jack macho 3.5 mm. Según el tipo de conector macho, la salida de audio será mono (TS) o stereo (TRS), o proporcionará a su vez un canal de entrada de audio (TRRS) (Figura 6.2).

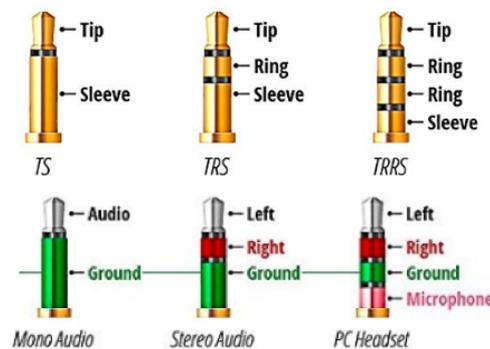


Figura 6.2: Conectores de audio analógico Jack macho.

Dado que no fue posible obtener información relevante acerca de las especificaciones técnicas de la placa, se procedió a tomar algunas mediciones. Se comprobó que el rango de voltaje de la salida/entrada de audio, es de aproximadamente $-2V$ a $+2V$, y no varía en el rango de frecuencias utilizadas (250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000 y 6000 Hz), tal cual se refleja en la Tabla 6.1. Este rango se obtuvo midiendo el voltaje máximo de la salida de audio en todas las frecuencias. Para ello se emitieron señales senoidales a las cuales no se le aplicó ninguna ganancia (0 dB), y se comprobó que aplicando una ganancia mayor a 0 dB, la señal senoidal se veía cortada en el osciloscopio. Las mediciones se realizaron con un cable conector Jack macho-macho TRS Stereo, conectando una de sus puntas a la salida de audio y la otra al osciloscopio, tal como se observa en la Figura 6.3.

6.1.2 Auriculares

Las tres principales clases de auriculares utilizados en Audiometría son: inserción, supraaural y circumaural.

Frecuencia (Hz)	Vpp (V)
250	3,781
500	3,770
1000	3,781
2000	3,783
3000	3,781
4000	3,785
6000	3,775

Tabla 6.1: Vpp de la salida de audio medido para el rango de frecuencias utilizado en los estudios de audiometría de screening.

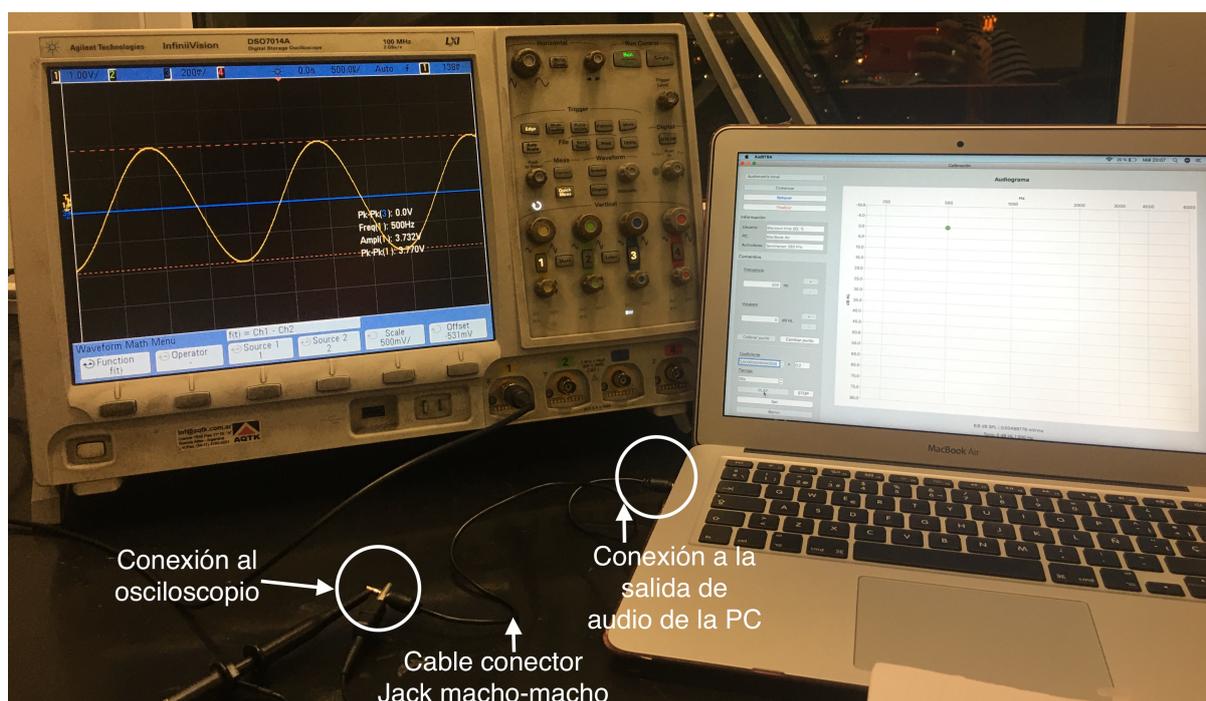


Figura 6.3: Conexión salida de audio de la PC al osciloscopio, por medio de un cable conector Jack macho-macho, para la medición del rango de voltaje de la salida de audio.

Los auriculares de *inserción* (in-ear) están compuestos por de copas de muy pequeño tamaño, cuyo extremo sin cable se introduce en el interior del canal auditivo externo. En los auriculares *supraaural* (on-ear) las copas de los extremos se apoyan directamente sobre el pabellón auricular, y suelen estar recubiertas de un acolchado, dejando un lugar en el centro donde se ubica el parlante. Los auriculares *circumaural* (over-ear) rodean completamente la oreja. En ellos, las copas están forradas por una capa de aislante acústico que, a la vez, actúa como almohadilla. La principal característica de los supraaural y circumaural es que al estar ligeramente separados del oído, generan

una mayor sensación natural del campo estéreo y una reproducción de frecuencias más lineal y precisa.

Actualmente los auriculares más utilizados en audiometría son:

- Supraaural: TDH 39 de Telephonics (Figura 6.4); y
- Circumaural: Sennheiser HDA 200 (Figura 6.5).

Ambos auriculares están contemplados en la norma ANSI-ASA S3.6 donde se indica, para cada uno de ellos, el valor de los umbrales de referencia de presión sonora (RETSPL) para cada una de las frecuencias evaluadas en estudios audiométricos.



Figura 6.4: Auricular TDH-39 de Telephonics [23].



Figura 6.5: Auricular HDA 200 de Sennheiser [24].



Figura 6.6: Auricular DD450 de RadioEar [25].



Figura 6.7: Auricular HD 280 de Sennheiser [26].

El auricular Sennheiser HDA 200 corresponde al estándar de auricular circumaural utilizado en audiometría durante muchos años. Actualmente está fuera de producción y es reemplazado por el RadioEar DD450 (Figura 6.6) [27].

Dada limitación de acceder a estos auriculares de uso profesional y alto costo, en el desarrollo de presente Trabajo se utilizó el auricular Sennheiser HD 280 Pro. El HD 280 Pro (Figura 6.7) es un auricular circumaural que puede utilizarse como una alternativa adecuada de bajo costo al DD450 [27], para la realización de audiometrías de screening.

Como se observa en la Figura 6.7 estos auriculares disponen de un conector Jack macho Stereo o TRS, mediante el cual se conectará a la salida de audio de la PC.

Al tratarse el presente de un audiómetro de screening, resulta imprescindible utilizar auriculares circumaural. A menudo las Audiometrías de Screening se realizan en ubicaciones no clínicas (escuelas, espacios de trabajo) donde el ruido no puede reducirse a niveles confiables, por esto es necesario optar por este tipo de auriculares que pueden proporcionar pruebas de audición precisas en habitaciones razonablemente silenciosas que no están diseñadas para atenuar el sonido [27].

Dado que los auriculares HD 280 Pro no fueron diseñados para su utilización en estudios audiométricos, los valores RETSPL para cada frecuencia de evaluación, no están contemplados en la norma ni en las especificaciones técnicas del fabricante. Sin embargo, Clae C. Smull, Brandon Madsen y Robert H. Margolis [27], en un estudio de investigación, calcularon los valores RETSPL, obteniendo los valores que se muestran en la tabla de la Figura 6.8.

En el Anexo A.5, se observan las especificaciones técnicas del auricular Sennheiser HD 280 Pro proporcionadas por el fabricante.

Frequency (kHz)	HD280 Pro	HDA 200
0.125	37.2	30.5
0.25	13.5	18.0
0.5	6.8	11.0
0.75	1.8	6.0
1.0	1.4	5.5
1.5	3.7	5.5
2.0	1.9	4.5
3.0	-3.9	2.5
4.0	2.2	9.5
6.0	13.9	17.0
8.0	22.8	17.5

HDA 200 RETSPLs are from ANSI 3.6-2010 and ISO 389-8-2004. RETSPLs are sound pressure levels (dB re: 20 μ Pa) in and IEC 60318 coupler with flat plate adapter.

Figura 6.8: Valores RETSPL del auricular Sennheiser HD 280 Pro y HDA 200 [27].

6.2 Software

El desarrollo del software fue estructurado en función de los *modelos de datos*:

- Usuarios

- Pacientes
- Audiogramas
- Tono
- Archivo WAV

que se vinculan con las distintas vistas de la *interfaz gráfica de usuario*:

- Ingreso
- Vista principal
- Screening
- Visualización
- Calibración

Cada uno de estos bloques de desarrollo está ilustrado en el diagrama de la Figura 6.1 y representan un componente clave de la aplicación, con características propias, que en conjunto dotan de lógica al programa para su funcionamiento.

6.2.1 Modelos de datos

En esta capa de diseño, el objetivo consiste en establecer una estructura de datos propia de cada modelo, de modo que cualquier objeto de un mismo modelo se identifique por medio de las mismas propiedades.

En el presente Trabajo los modelos de datos diseñados son: Usuarios, Pacientes, Audiogramas, Tono y Archivo WAV. Cada uno de ellos se corresponderá en el programa con una clase, en donde se declaran y definen sus propiedades. Aunque estos son todos distintos, resulta útil a nivel de diseño dividirlos en dos categorías: modelos de personas (usuarios y pacientes) y modelos de archivo (audiogramas, tonos puros y archivos WAV). Esto se observa de forma clara en Tabla 6.2.

Modelos de personas		Modelos de archivos		
Usuarios	Pacientes	Audiogramas	Tonos puros	Archivos WAV
users.h	patients.h	audiograms.h	tone.h	wavfile.h
users.cpp	patients.cpp	audiograms.cpp	tone.cpp	wavfile.cpp

Tabla 6.2: Estructura de datos de la aplicación con sus scripts correspondientes.

6.2.2 Base de datos

Una base de datos consiste en un conjunto de datos pertenecientes a un mismo contexto, que se almacenan sistemáticamente para su uso posterior. Refiriendo esta

definición al presente Proyecto, el contexto corresponde a la aplicación de estudios audiométricos de screening AuditBA, y el conjunto de datos refiere a los Usuarios, Pacientes, Audiogramas, y todo lo que sea necesario tener almacenado para uso posterior.

Las base de datos está compuesta por una serie de tablas que se corresponde con el modelo de los datos que son almacenados. A su vez las tablas se componen de dos estructuras:

- Campo: corresponde al nombre de la columna. Debe ser único y tener un tipo de dato asociado. A los campos se les puede asignar, además, propiedades que afectan a los registros insertados.
- Registro: corresponde a cada fila que compone la tabla, cada registro representa un dato de la tabla.

Cada tabla creada debe tener un nombre único en la cada base de datos, haciéndola accesible mediante el mismo. En este caso el archivo de base de datos recibe el nombre de `auditba_db.db` y esta compuesto por las tablas que se listan en la Tabla 6.3.

Base de datos (<code>auditba_db.db</code>)	
Tablas	<code>auditba_users</code>
	<code>auditba_patients</code>
	<code>auditba_userspatients</code>
	<code>auditba_audiograms</code>
	<code>auditba_hardware</code>

Tabla 6.3: Estructura de la base de datos `auditba_db.db`.

Las bases de datos relacionales permiten configurar relaciones entre distintas tablas. Asimismo, esto permite modelar datos de forma aún más real, asignando relaciones entre objetos de distintos modelos o clases. Existen tres tipos de relaciones entre tablas, que se listan a continuación:

- One to one (Unívoca): las dos tablas pueden tener sólo un registro en cada lado de la relación. Cada valor de clave primaria se relaciona con sólo un (o ningún) registro en la tabla relacionada.
- One to many (Uno a varios): la tabla de claves primaria sólo contiene un registro que se relaciona con ninguno, uno o varios registros en la tabla relacionada.
- Many to many (Varios a varios): cada registro en ambas tablas puede estar relacionado con varios registros (o con ninguno) en la otra tabla. Estas relaciones

requieren una tercera tabla, denominada tabla de enlace o asociación, porque los sistemas relacionales no pueden alojar directamente la relación.

En este Trabajo se manejan dos tipos de relaciones, *one to many* y *many to many*.

En primer lugar, entre las tablas `auditba_users` y `auditba_patients` se diseña una relación *many to many*, que se entabla por medio de la tercer tabla de enlace `auditba_userspatients`. A los fines prácticos, esto significa que un Usuario puede tener varios Pacientes, y un Paciente podría estar asignado a más de un Usuario.

A su vez, entre las tablas `auditba_patients` y `auditba_audiograms` la relación es *one to many*, de modo que a un Paciente le puede corresponder más de un Audiograma, pero un Audiograma corresponde a un único Paciente.

Por último, la tabla `auditba_hardware` no esta relacionada con ninguna de las otras tablas. El objetivo de esta tabla es almacenar información técnica relacionada con la calibración, a la que puedan acceder todos los usuarios, en función del hardware que seleccionen. En el presente Trabajo existe una única opción en cuanto a hardware (MacBook Air & Sennheiser HD 280 Pro).

En el esquema de la Figura 6.9 se puede apreciar de forma visual las relaciones diseñadas entre cada una de las tablas de la base de datos.

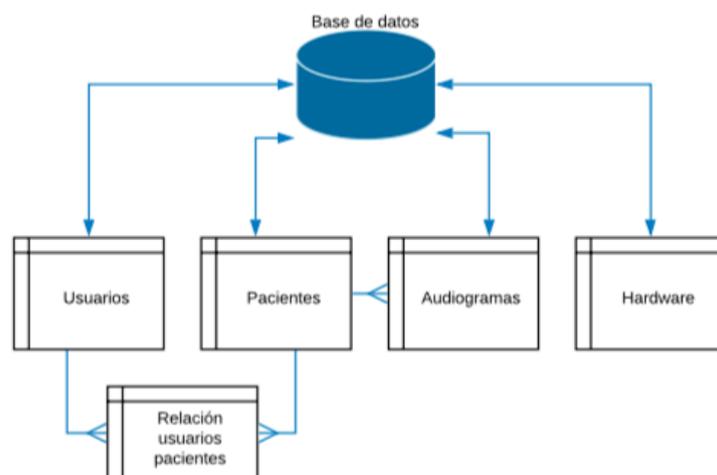


Figura 6.9: Esquema de relaciones entre las tablas de la base de datos.

6.2.3 Interfaz gráfica de usuario

La interfaz de usuario (UI - User Interface) es el espacio donde se producen las interacciones entre los seres humanos y el software. El objetivo de esta interacción es permitir un funcionamiento y control más efectivo de la aplicación.

La interfaz gráfica de usuario (GUI - Graphical User Interface) es la interfaz más utilizada en la mayoría de las aplicaciones de software modernas. Por medio de la GUI el usuario es capaz de acceder de forma ordenada y controlada a cierta información almacenada en la base de datos.

La GUI se compone de una serie de ventanas que contienen elementos de software según la tarea para la que hayan sido diseñadas cada una de ellas. La interacción con usuario se produce a través del mouse y el teclado.

En este caso, la GUI se diseña a partir de cinco ventanas: Ingreso, Vista Principal, Screening, Visualización y Calibración. En la Tabla 6.4 se observa la estructura de los archivos que dan funcionalidad a cada una de ellas.

Interfaz de usuario				
Ingreso	Vista principal	Screening	Visualización	Calibración
mainwindow.h	appstart.h	screening.h	viewscreening.h	calibration.h
mainwindow.cpp	appstart.cpp	screening.cpp	viewscreening.cpp	calibration.cpp
mainwindow.ui	appstart.ui	screening.ui	viewscreening.ui	calibration.ui

Tabla 6.4: Ventanas principales de la aplicación con los nombres de los scripts correspondientes.

Para cada una de estas ventanas se diseñó un diagrama de flujo con el objetivo de representar gráficamente el algoritmo o proceso que deben llevar a cabo, por medio de la interacción con el usuario. En las Figuras 6.11, 6.12, 6.13, 6.14, 6.15 y 6.16 se ilustran cada uno de estos flujos de trabajo, que en conjunto representan el flujo de todo el programa, y en la Figura 6.17 se detallan las referencias de las figuras utilizadas en los diagramas de flujo.

En la Figura 6.10, se observa un diagrama en bloques que representa las conexiones y el flujo de trabajo entre cada una de las ventanas que componen la GUI.

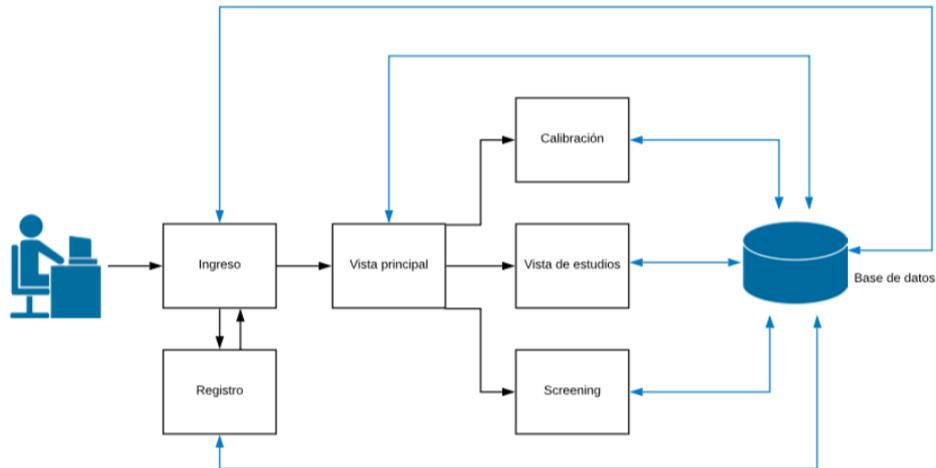


Figura 6.10: Flujo de trabajo entre las ventanas de la interfaz gráfica de usuario y sus conexiones con la base de datos local.

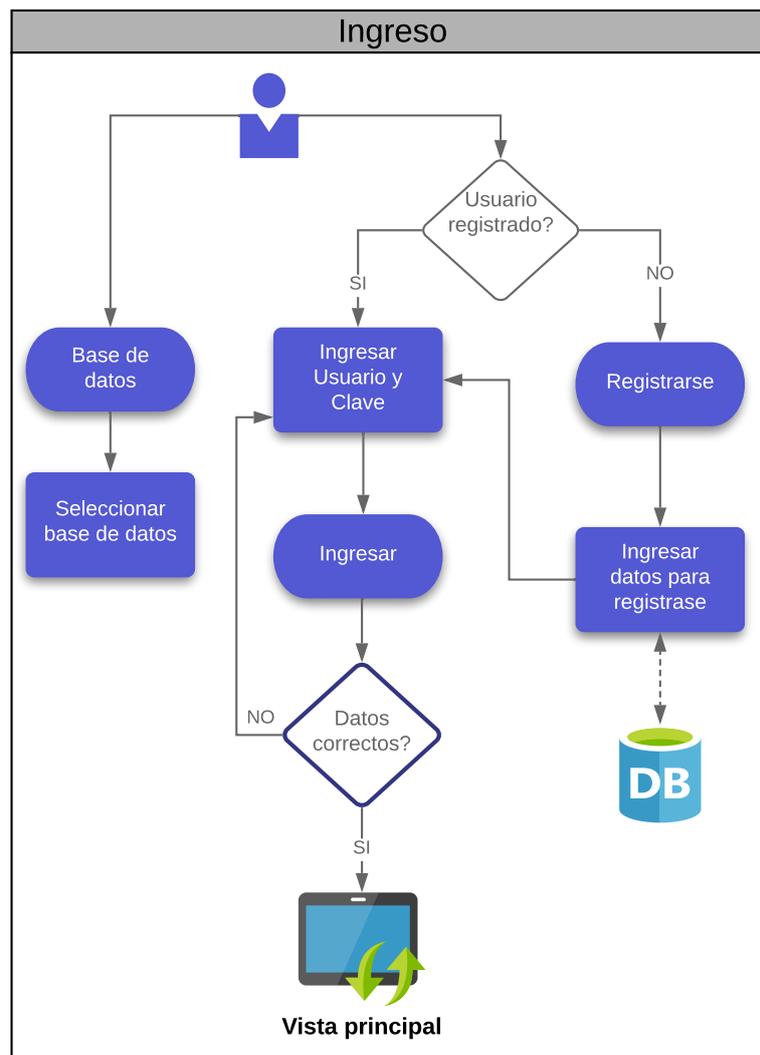


Figura 6.11: Diagrama de flujo, vista Ingreso.

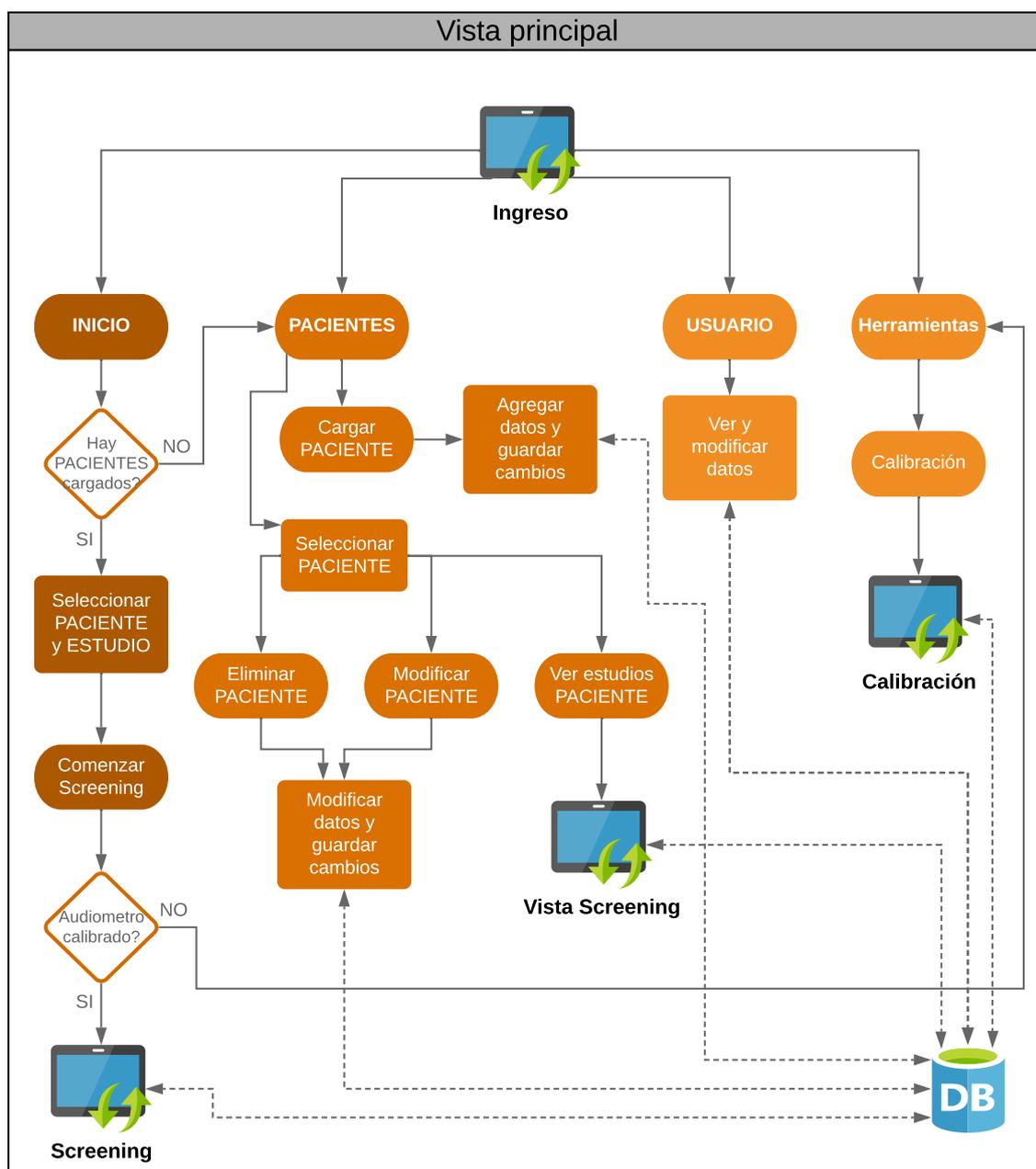


Figura 6.12: Diagrama de flujo, Vista Principal.

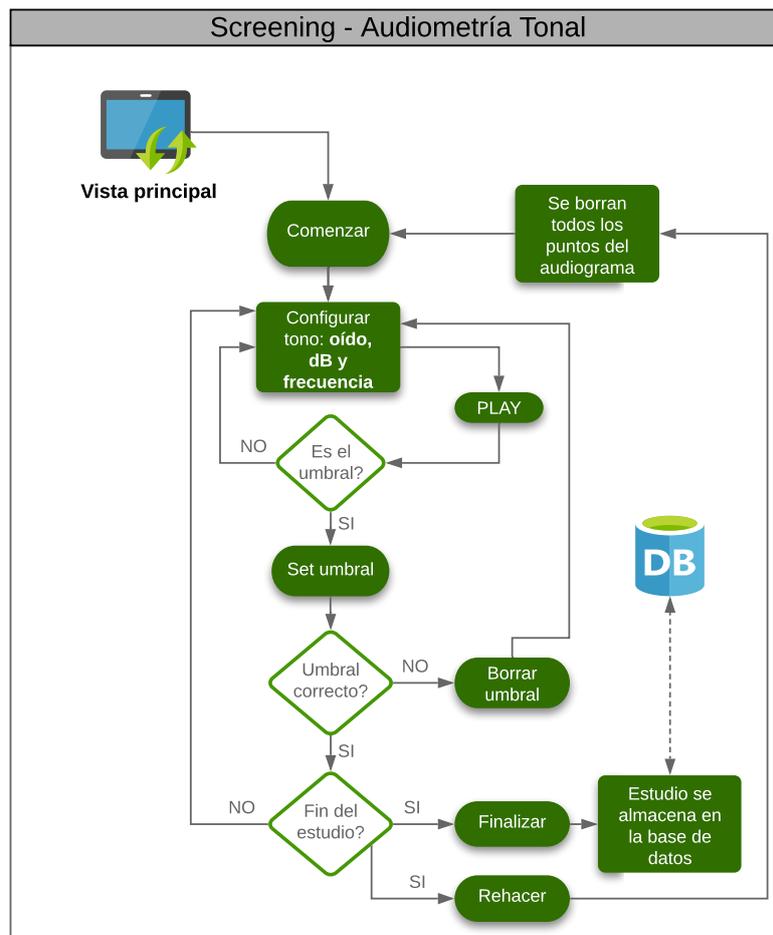


Figura 6.13: Diagrama de flujo, vista Screening, sección Audiometría Tonal.



Figura 6.15: Diagrama de flujo, vista Visualización.

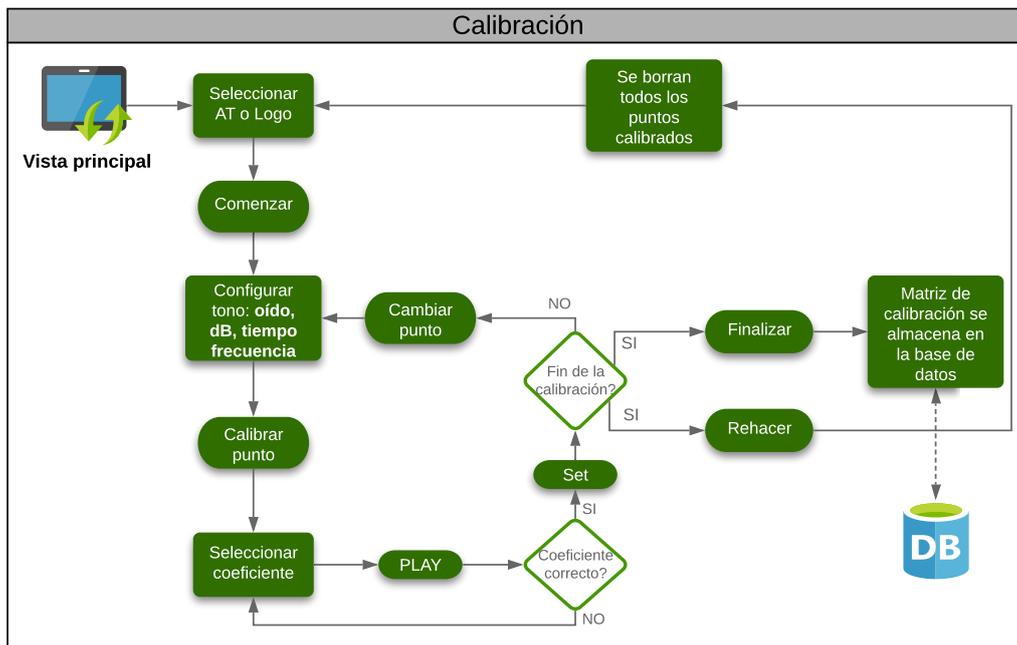


Figura 6.16: Diagrama de flujo, vista Calibración.

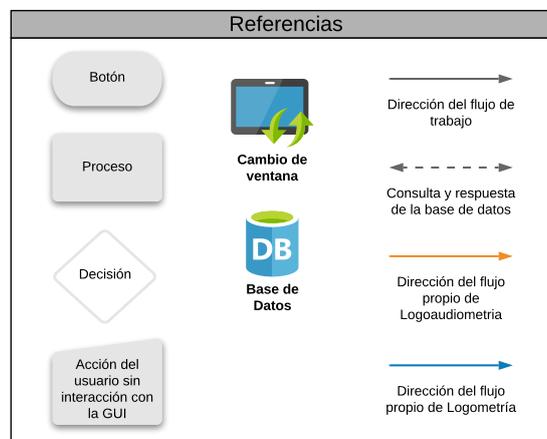


Figura 6.17: Referencias de las figuras utilizadas en los diagramas de flujo.

7 AudITBA: Deasarrollo

Esta etapa de desarrollo del Proyecto, consistió en llevar a cabo la codificación de cada uno de los bloques funcionales y las ventanas que conforman la GUI, diseñadas en la etapa previa.

El lenguaje de programación utilizado fue C++ y se optó por utilizar el ambiente de programación open source proporcionado por Qt Company, llamado Qt Creator. Qt creator es un framework o SDK (Software Develop Kit) multiplataforma orientado a objetos ampliamente usado para desarrollar programas que utilicen interfaz gráfica de usuario. Qt tiene su propio IDE (Interface Development Enviornment) y contiene gran cantidad de herramientas diseñadas para desarrollar aplicaciones con interfaces gráficas que puedan ser desplegadas en múltiples sistemas operativos, entre ellas Qt Designer.

7.1 Base de datos SQLite

En el presente Trabajo, la creación de las tablas y relaciones entre modelos diseñadas con anterioridad (Figura 6.9), se llevaron a cabo con la base de datos SQLite, por medio de la interfaz SQLite Studio.

SQLite es un sistema de gestión de bases de datos relacional, contenido en una librería escrita en C++, que implementa un motor de base de datos SQL. SQL (Structured Query Language) es un lenguaje de dominio específico utilizado en programación, diseñado para administrar y recuperar información de sistemas de gestión de bases de datos relacionales. Una de sus principales características es el manejo del álgebra y el cálculo relacional para efectuar consultas con el fin de recuperar, de forma sencilla, información de bases de datos, así como realizar cambios en ellas.

En las Figuras 7.1, 7.2, 7.3, 7.4 y 7.5 que se muestran a continuación, se observan las estructuras de cada una de las tablas creadas en la base de datos. En todas las tablas se define como clave primaria () la columna ID de la tabla. La clave primaria de una tabla es la columna cuyos valores son diferentes en cada fila, por medio de esta clave se identifica de forma única a cada registro.

En la tabla `auditba_audiograms` y en la tabla de relación `auditba_userspatients` se crean dos columnas, *user* y *patient*, que contienen claves foráneas (📱). Una clave foránea en una base de datos relacional es una clave que se usa en una tabla secundaria y que coincide con la clave primaria de otra tabla primaria. Las claves foráneas pueden tener valores duplicados en la tabla secundaria, mientras que para las claves primarias eso no es posible.

En las tablas `auditba_users` y `auditba_patients` la columna DNI se le asigna la propiedad de valor único (📦), con el objetivo de evitar duplicidad de usuarios y pacientes. La base de datos pone una restricción a crear dos registros con un mismo DNI en una misma tabla.

Por último, la propiedad Not NULL (🚫) se asigna en cada tabla a las columnas que no pueden contener información vacía del registro.

Table name: <code>auditba_users</code>		<input type="checkbox"/> WITHOUT ROWID							
	Name	Data type	Primary Key	Foreign Key	Unique	Check	Not NULL	Collate	Default value
1	<code>userID</code>	INTEGER	🔑				🚫		NULL
2	<code>user</code>	INTEGER					🚫		NULL
3	<code>password</code>	STRING					🚫		NULL
4	<code>lastname</code>	STRING					🚫		NULL
5	<code>name</code>	STRING					🚫		NULL
6	<code>DNI</code>	STRING			📦		🚫		NULL
7	<code>medicalSpeciality</code>	STRING					🚫		NULL
8	<code>medicalLicense</code>	STRING					🚫		NULL
9	<code>emailAddress</code>	STRING					🚫		NULL
10	<code>hospital</code>	STRING							NULL
11	<code>phoneNumber</code>	STRING							NULL
12	<code>address</code>	STRING							NULL
13	<code>pc</code>	STRING					🚫		NULL
14	<code>headphone</code>	STRING					🚫		NULL

Figura 7.1: Estructura de la tabla `auditba_users` de la base de datos.

Table name: WITHOUT ROWID

	Name	Data type	Primary Key	Foreign Key	Unique	Check	Not NULL	Collate	Default value
1	patientID	INTEGER							NULL
2	lastname	STRING							NULL
3	name	STRING							NULL
4	DNI	STRING							NULL
5	birthdate	STRING							NULL
6	emailAddress	STRING							NULL
7	phoneNumber	STRING							NULL
8	address	STRING							NULL
9	firstConsultationReason	TEXT							NULL
10	observations	TEXT							NULL

Figura 7.2: Estructura de la tabla `auditba_patients` de la base de datos.

Table name: WITHOUT ROWID

	Name	Data type	Primary Key	Foreign Key	Unique	Check	Not NULL	Collate	Default value
1	userpatientID	INTEGER							NULL
2	user	INTEGER							NULL
3	patient	INTEGER							NULL

Figura 7.3: Estructura de la tabla `auditba_userspatients` de la base de datos.

Table name: WITHOUT ROWID

	Name	Data type	Primary Key	Foreign Key	Unique	Check	Not NULL	Collate	Default value
1	audiogramID	INTEGER							NULL
2	patient	INTEGER							NULL
3	user	INTEGER							NULL
4	date	STRING							NULL
5	type	STRING							NULL
6	axisXLE	STRING							NULL
7	axisYLE	STRING							NULL
8	axisXRE	STRING							NULL
9	axisYRE	STRING							NULL
10	headphone	STRING							NULL
11	pc	STRING							NULL
12	consultationReason	TEXT							NULL
13	note	TEXT							NULL

Figura 7.4: Estructura de la tabla `auditba_audiograms` de la base de datos.

Table name: <input type="text" value="auditba_hardware"/>		<input type="checkbox"/> WITHOUT ROWID							
	Name	Data type	Primary Key	Foreign Key	Unique	Check	Not NULL	Collate	Default value
1	hardwareID	INTEGER							NULL
2	pc	STRING							NULL
3	headphone	STRING							NULL
4	frequencies	STRING							NULL
5	amplitudes	STRING							NULL
6	RETSPL	STRING							NULL
7	sensitivity	STRING							NULL
8	coefMatrixTonalLeft	STRING							no
9	coefMatrixTonalRight	STRING							no
10	coefMatrixSpeechLeft	STRING							no
11	coefMatrixSpeechRight	STRING							no

Figura 7.5: Estructura de la tabla `auditba_hardware` de la base de datos.

7.2 Interfaz gráfica de usuario

Como se mencionó previamente, la interfaz de usuario está compuesta por una serie de cinco ventanas: Ingreso, Vista Principal, Screening, Visualización y Calibración. Estas ventanas se listan en la Tabla 6.4.

Todas se componen de: un archivo Header (.h), un archivo Source (.cpp) y un archivo Form (.ui). En el archivo Header se declaran de forma directa las clases, subrutinas, variables u otros identificadores necesarios para la construcción de las ventanas. El archivo Source contiene el código fuente, el cual se define como un conjunto de líneas de texto que indican los pasos que debe seguir la computadora para ejecutar un programa. Y por último, en el archivo Form se almacena el código que determina el formato visual de la interfaz gráfica de usuario.

7.2.1 Ingreso

La ventana *Ingreso* es la primer ventana que aparece al iniciarse la aplicación. Como en la mayoría de las aplicaciones, por medio de esta ventana el usuario accede con sus credenciales, o bien se registra como tal.

Esta ventana se observa en la Figura 7.6. El usuario puede ingresar, colocando su usuario y contraseña, o bien registrarse seleccionando el boton "Crear nuevo usuario". En caso de crear un nuevo usuario, se abrirá una ventana de interfaz gráfica diseñada en un clase Qt llamada QWizard. Se trata de una serie de cuatro ventanas (que

se observan en la Figura 7.7), a través de las cuales el usuario completa los datos necesarios para el registro. En particular, en el tercer paso, no es posible seleccionar otro tipo de hardware distinto a MacBook Air Sennheiser HD 280 Pro. Esto se debe a que la aplicación fue únicamente calibrada para este tipo de hardware, aunque esta pensada para en un futuro poder seleccionar y calibrar otros equipos.

Por último, desde la barra de herramientas principal de esta ventana, es posible configurar la ubicación de la base de datos local. La ubicación actual también se observa en la parte inferior de la ventana, aunque no es posible acceder desde allí.

Por medio de esta vista, el programa consulta la tabla `auditba_users` (Figura 7.1) de la base de datos, donde busca la información del usuario ingresado o bien registra y almacena un nuevo usuario a partir de los datos configurados.

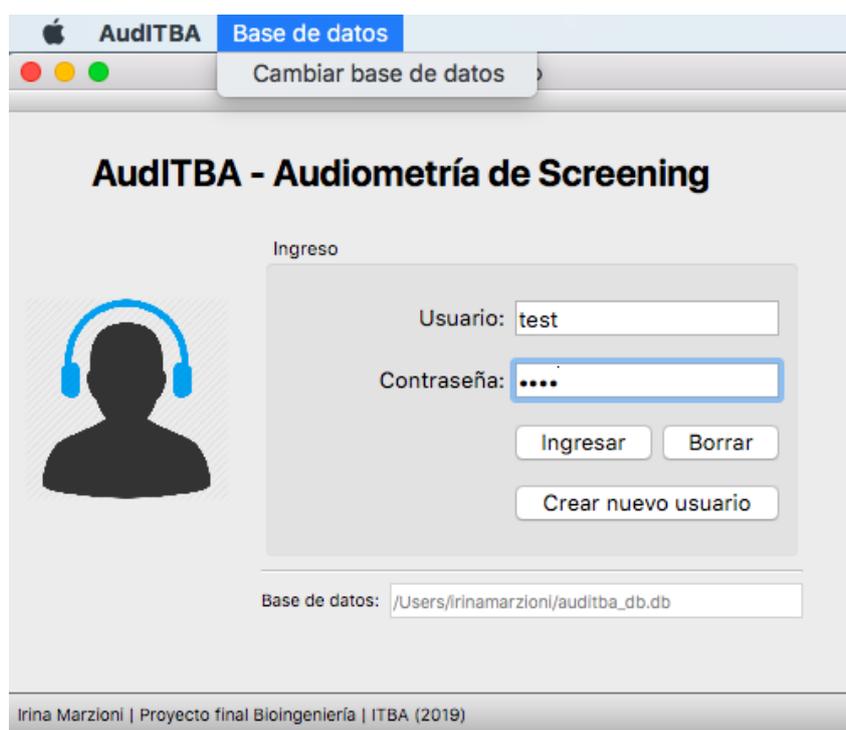


Figura 7.6: Vista Ingreso de la aplicación.

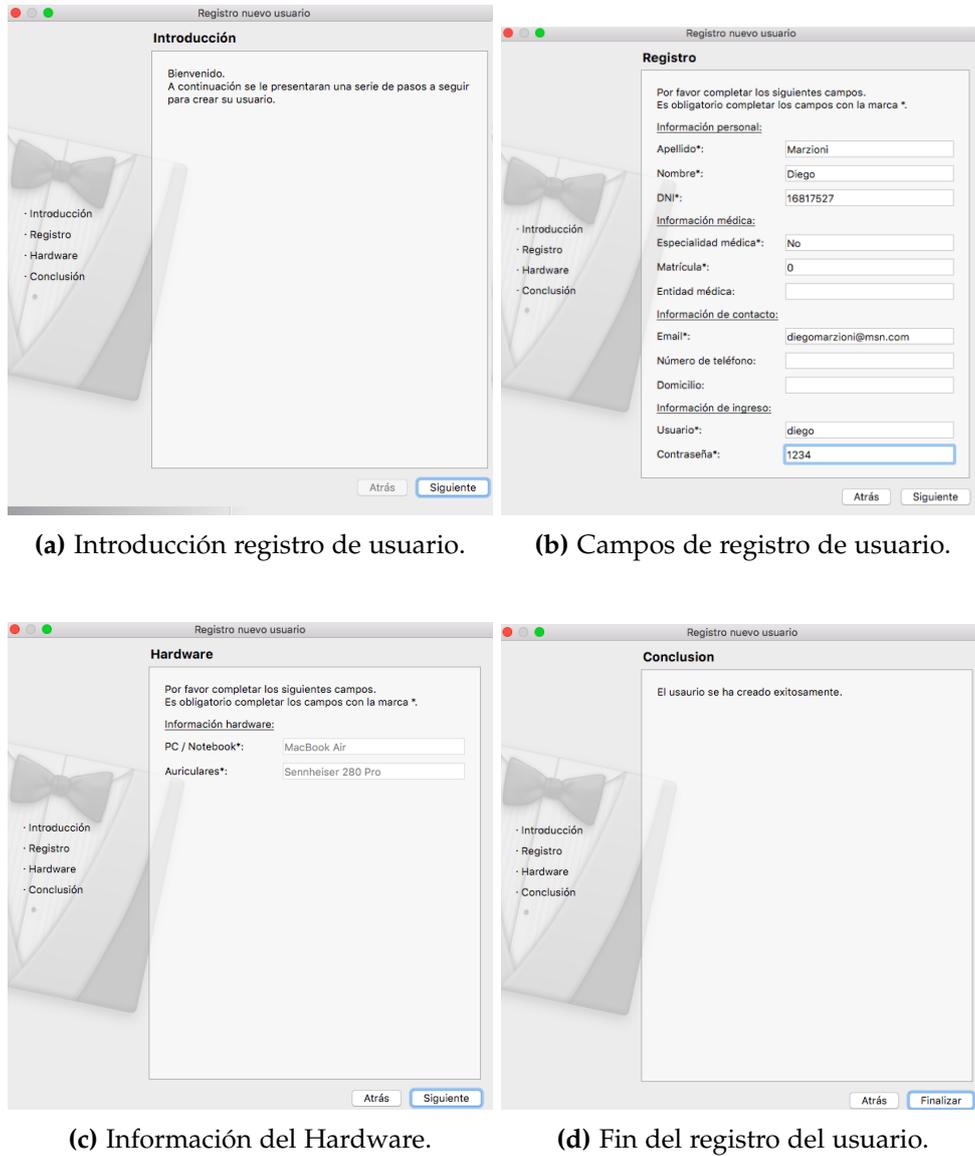


Figura 7.7: Vista Ingreso, registro de un nuevo usuario.

7.2.2 Vista principal

La ventana *Vista principal* es justamente la ventana principal de la aplicación, desde donde se derivan todas las funcionalidades de la misma. Esta se compone de tres secciones:

- Inicio (Figura 7.8): desde donde el usuario comienza el estudio de screening, seleccionando tipo de estudio y paciente.
Asimismo, en la parte inferior de la pantalla se informa al usuario cuales son los auriculares y PC recomendada, además de una serie de advertencias en cuanto al funcionamiento y calibración de la aplicación.
- Pacientes (Figura 7.9): en esta sección el usuario observa la información de sus pacientes, puede modificarla o cargar nuevos pacientes.
- Usuario (Figura 7.10): aquí el usuario accede a su información y puede editarla en caso de ser necesario.

Desde esta vista, el programa consulta las tablas `auditba_patients` (Figura 7.2) y `auditba_users` (Figura 7.1) de la base de datos. Además puede agregar nuevos registros en la tabla `auditba_patients` cuando el usuario agrega nuevos pacientes. O bien puede realizar actualizaciones sobre cualquiera de las dos tablas cuando el usuario solicita desde la interfaz la modificación de alguno de los campos permitidos, ya sea de algún paciente o del mismo usuario.

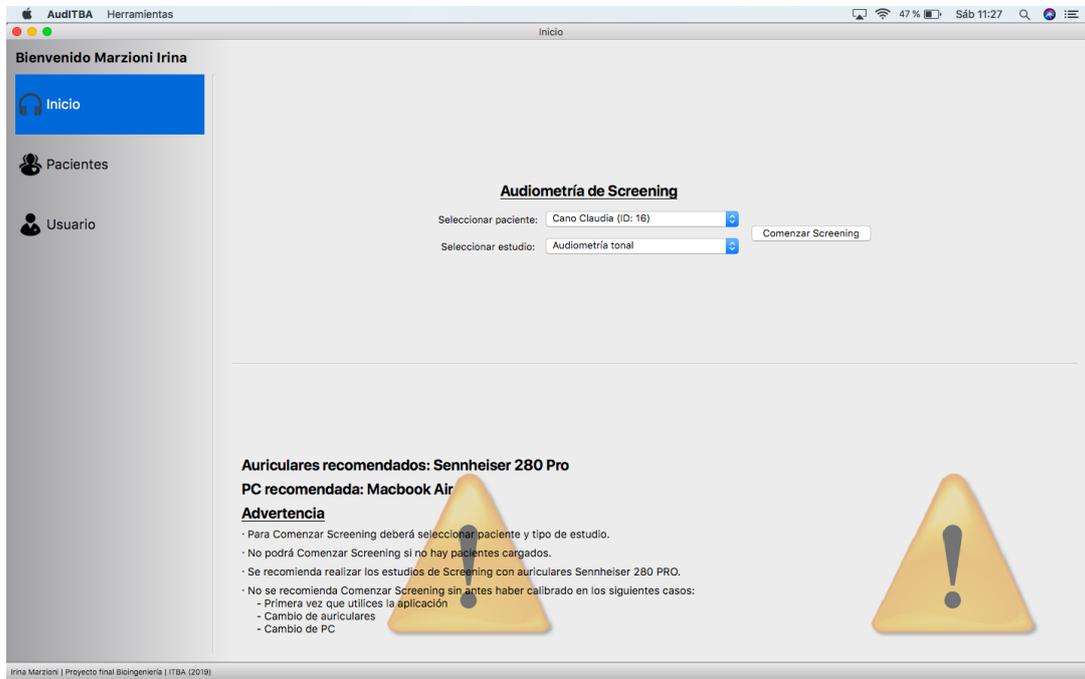


Figura 7.8: Vista Principal en la sección Inicio de la aplicación.

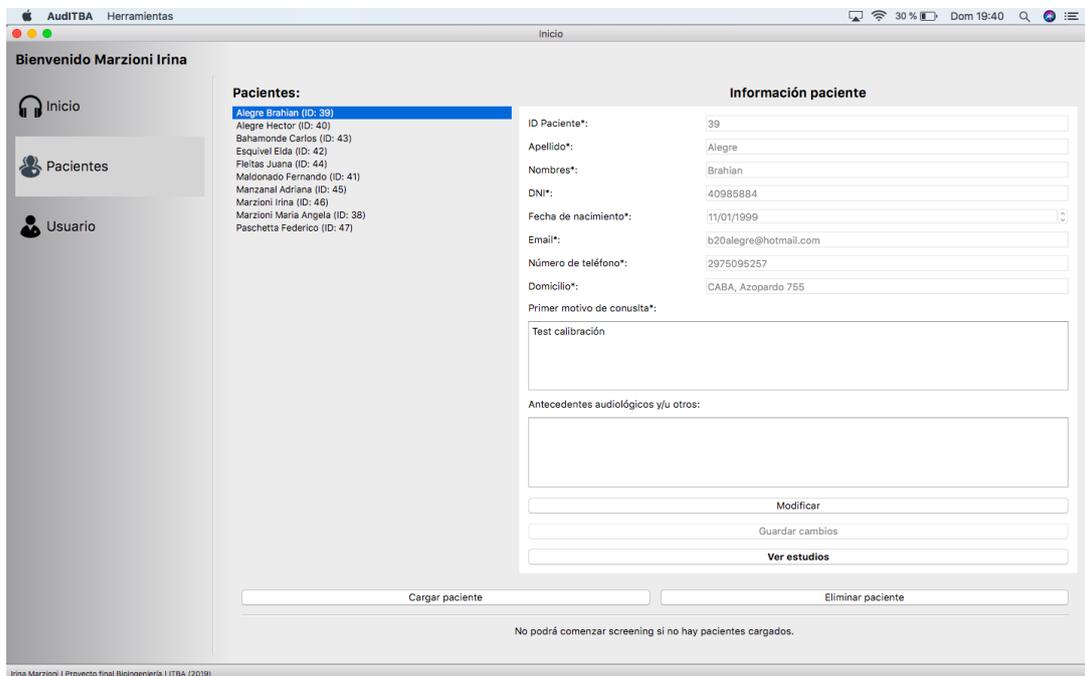


Figura 7.9: Vista Principal en la sección Pacientes de la aplicación.

The screenshot shows a web application interface for 'AudITBA Herramientas'. The user is logged in as 'Marzioni Irina'. The 'Usuario' section is active, displaying a form with the following fields and values:

Información de usuario	
<u>Información personal:</u>	
ID Usuario*:	1
Apellido*:	Marzioni
Nombres*:	Irina
DNI*:	38051416
<u>Información médica:</u>	
Especialidad médica*:	Estudiante
Matrícula*:	1234
Entidad médica:	Hospital Zubizarreta
<u>Información de contacto:</u>	
Email*:	irinamarzioni@msn.com
Número de teléfono:	2974743788
Domicilio:	CABA, Azopardo 755
<u>Información de hardware:</u>	
PC*:	MacBook Air
Auriculares*:	Sennheiser 280 Pro
<u>Información de ingreso:</u>	
Usuario*:	test
Contraseña*:	****

Buttons: 'Modificar' and 'Guardar cambios'.

Figura 7.10: Vista Principal en la sección Usuario de la aplicación.

7.2.3 Screening

En la ventana *Screening* se desarrolla la funcionalidad principal de la aplicación, que consiste en realizar estudios de audiometría nivel screening.

A esta ventana se accede desde el botón "Comenzar Screening" que se observa en la Figura 7.8. En función del tipo de estudio que haya sido seleccionado por el usuario, la misma se compone de una o dos pestañas: Audiometría tonal y/o Logoaudiometría.

Ambas pestañas se componen de una sección lateral, desde donde se comanda el estudio, se pueden agregar comentarios respecto a los motivos de la consulta actual y se observa cierta información resumida del paciente.

Asimismo, el usuario podrá "Rehacer" el estudio una vez comenzando, en tal caso se borrarán todos los valores registrados en los audiogramas para volver a comenzar. Y "Finalizar" el estudio, en este caso el estudio se almacenará en la tabla `auditba_audiograms` (Figura 7.4) de la base de datos.

7.2.3.1 Audiometría tonal

En la pestaña *Audiometría tonal* (Figura 7.11) hay dos audiogramas. El estudio se realiza por separado en cada oído, y el resultado de cada uno de ellos se refleja en estos dos

gráficos.



Figura 7.11: Vista Screening en la sección Audiometría tonal de la aplicación.

En cuanto a los comandos para llevar a cabo el estudio, pueden ser controlados por mouse utilizando los correspondientes botones o bien por teclado utilizando los comandos programados que se detallan en la Tabla 7.1. Esto con el objetivo de que el manejo de la aplicación sea más dinámico.

Comando	Función
↑↓	Remplazan los botones "+" "-" referidos a la amplitud. Controlan la intensidad del tono en dB, desde 0 a 70 dB, en saltos de ± 5 o ± 10 dB, según la opción seleccionada.
←→	Remplazan los botones "+" "-" referidos a la frecuencia. Controlan la frecuencia del tono en Hz, desde 250 a 6000 Hz. Valores: 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 Hz.
I y D	Remplazan los botones "LE" y "RE". Habilitan el sonido en el auricular izquierdo y derecho respectivamente.
Espacio	Remplaza el boton "PLAY". Reproduce el tono de duración seleccionada.
Enter	Remplaza el boton "Set umbral". Marca un punto en el gráfico que corresponde al umbral en la frecuencia correspondiente, en el oído correspondiente.
Borrar	Reemplaza el boton "Borrar umbral". Borra un punto marcado como umbral que pudo haber sido marcado de forma incorrecta.

Tabla 7.1: Comandos programados para realizar los estudios de Audiometría tonal.

7.2.3.2 Logoaudiometría

Por otro lado, en la pestaña *Logoaudiometría*, al comenzar el estudio se debe seleccionar el tipo de metodología a utilizar: Logometría o Logoaudiometría.

En la *Logometría* (Figura 7.12) el usuario realiza el estudio a viva voz sin micrófono y el paciente se encuentra sin auriculares. El nivel de intensidad sonora es seleccionado por el usuario en la aplicación, pero depende única y exclusivamente del tono de su voz, sin ningún control a nivel de software. Esta metodología, evalúa los dos oídos en simultáneo, ya que no es posible dirigir el sonido a un oído u otro.

Una vez comenzado el estudio, por medio del botón "Cargar lista" el usuario podrá cargar cualquier archivo de texto (.txt) donde tenga almacenadas las palabras para realizar el estudio. Para que estas sean tomadas correctamente por la aplicación, las palabras deben estar ubicadas una por línea del texto.

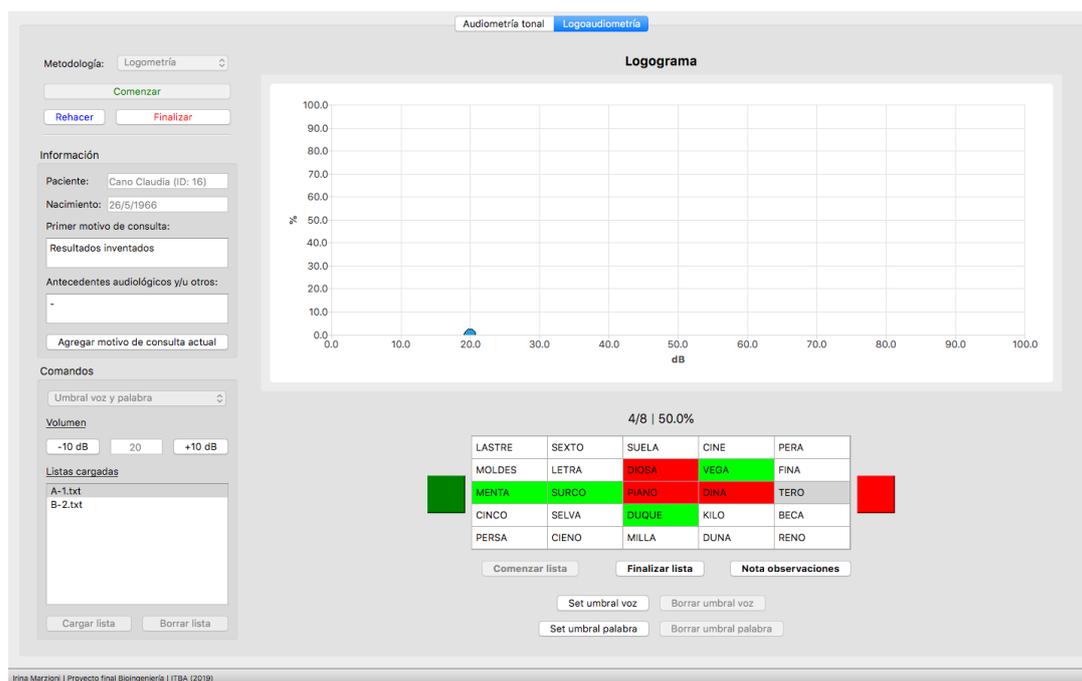


Figura 7.12: Vista Screening en la sección Logoaudiometría, metodología Logometría de la aplicación.

Por el contrario, en la *Logoaudiometría* (Figura 7.13), el control de los archivos de audio a nivel de software permite que se puedan evaluar ambos oídos por separado. Las palabras se reproducen desde la aplicación como archivos de audio y llegan al paciente por medio de auriculares. El usuario selecciona el nivel de intensidad sonora, y el

nivel de presión sonora del audio que llega a oídos del paciente es controlado por el software según los parámetros de calibración previamente configurados.

En esta metodología, por medio del botón "Cargar lista" el usuario debe seleccionar la carpeta donde tenga almacenados los archivos de audio (.wav). Es requisito para que la aplicación funcione correctamente que los archivos de audio sean formato WAV (no comprimido) con profundidad de 32 bit (formato IEEE float data). Además los archivos de audio deberán tener una duración no mayor a 2 segundos, en caso contrario, la aplicación reproducirá solo los primeros 2 segundos.

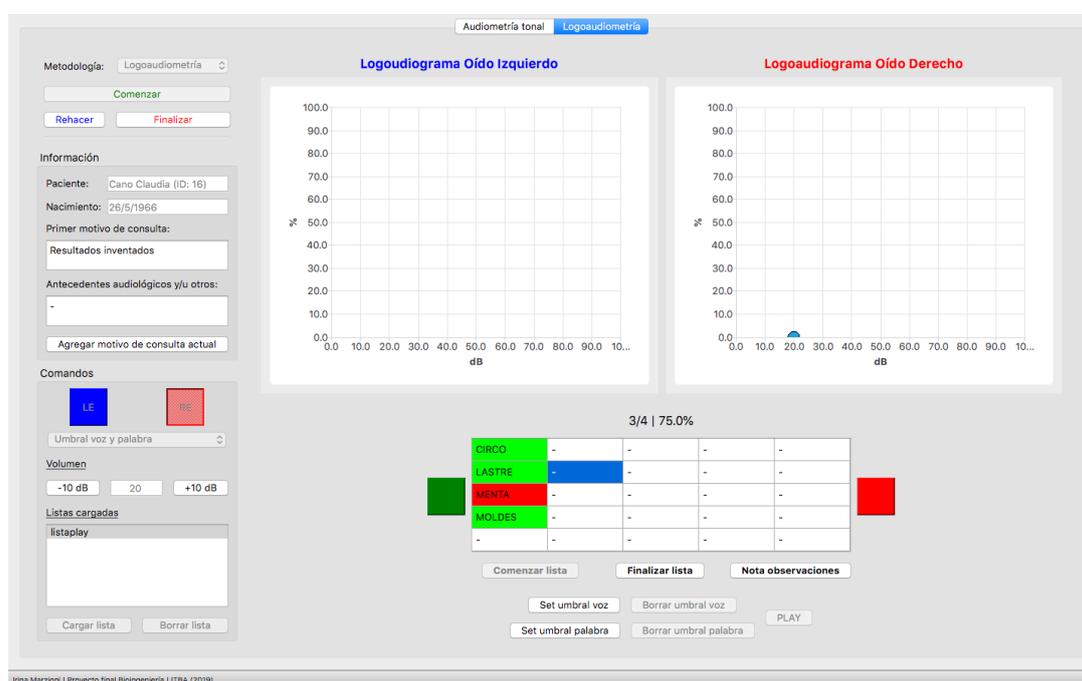


Figura 7.13: Vista Screening en la sección Logoaudiometría, metodología Logoaudiometría de la aplicación.

Al igual que en la Audiometría tonal, los comandos principales pueden ser controlados vía teclado como se indica en la Tabla 7.2.

En ambas metodologías se pueden cargar múltiples listas: como archivos de texto, con no más de 25 palabras, en el caso de Logometría; o como carpetas que contienen no más de 25 archivos de audio en el caso de la Logoaudiometría. Seleccionando alguna de estas listas, el contenido se verá en la parte inferior de la pantalla, como se observa en las Figuras 7.12 y 7.13.

Comando	Función
←→	Remplaza los botones "+ 10 dB" "- 10 dB". Controlan la intensidad del audio, desde 0 a 70 dB HL.
<i>I y D</i>	Remplazan los botones "LE" y "RE" en la metodología Logoaudiometría. Habilitan el sonido en el auricular izquierdo y derecho respectivamente.
<i>Espacio</i>	Remplaza el boton "PLAY" en la metodología Logoaudiometría. Reproduce el archivo de audio seleccionado.
<i>Enter</i>	Remplaza el boton verde que se utiliza para marcar una palabra como correcta.
<i>Borrar</i>	Reemplaza el boton rojo que se utiliza para marcar una palabra como incorrecta.

Tabla 7.2: Comandos programados para realizar los estudios de Logoaudiometría.

7.2.4 Visualización

El objetivo de la ventana *Visualización* (Figura 7.14) es que el usuario pueda ver todos los estudios de sus pacientes, que estén almacenados en la base de datos.

La ventana es única por paciente. El usuario podrá ver un único estudio o comparar dos de igual o diferente tipo, según las opciones de visualización que hayan sido seleccionadas. En cualquiera de los casos, debajo del audiograma se detallan los datos del estudio que esté siendo visualizado:

- Usuario quien realizó el estudio.
- Fecha de realización del estudio.
- Hardware y Software: PC, auriculares, nombre y versión de la aplicación utilizada.
- Motivo de consulta.
- Observaciones.

Además, el usuario podrá descargar cualquiera de los estudios en formato PDF, desde el botón "Descargar como PDF".

En esta ventana el programa consulta la tabla `auditba_audiograms` de la base de datos, donde obtiene la información todos los audiogramas registrados, asociados al paciente en cuestión.

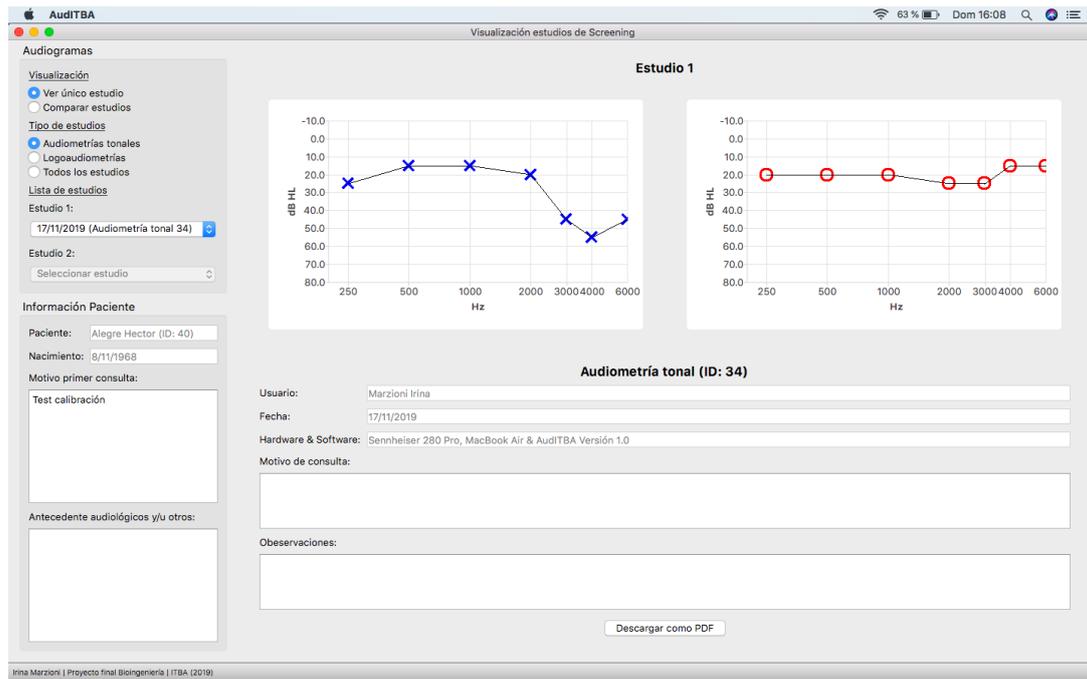


Figura 7.14: Vista Visualización de la aplicación.

7.2.5 Calibración

En la ventana *Calibración* el usuario calibra el audiómetro y almacena la matriz de calibración en la base de datos.

Esta es la tarea más importante que debe realizar el usuario, para asegurar el correcto funcionamiento de la aplicación, con la ventaja de que se realiza por única vez para un par de Auriculares & PC.

El método de calibración está pensado para calibrar midiendo valores de presión de sonora (SPL - Sound Pressure Level) o valores de voltaje (Vrms). Además se debe realizar por separado para los tipos de estudio y para cada oído. Toda la información detallada respecto a los procedimientos se encuentra en Sección 7.5. En la Figura 7.15 se observa una vista de la pantalla.

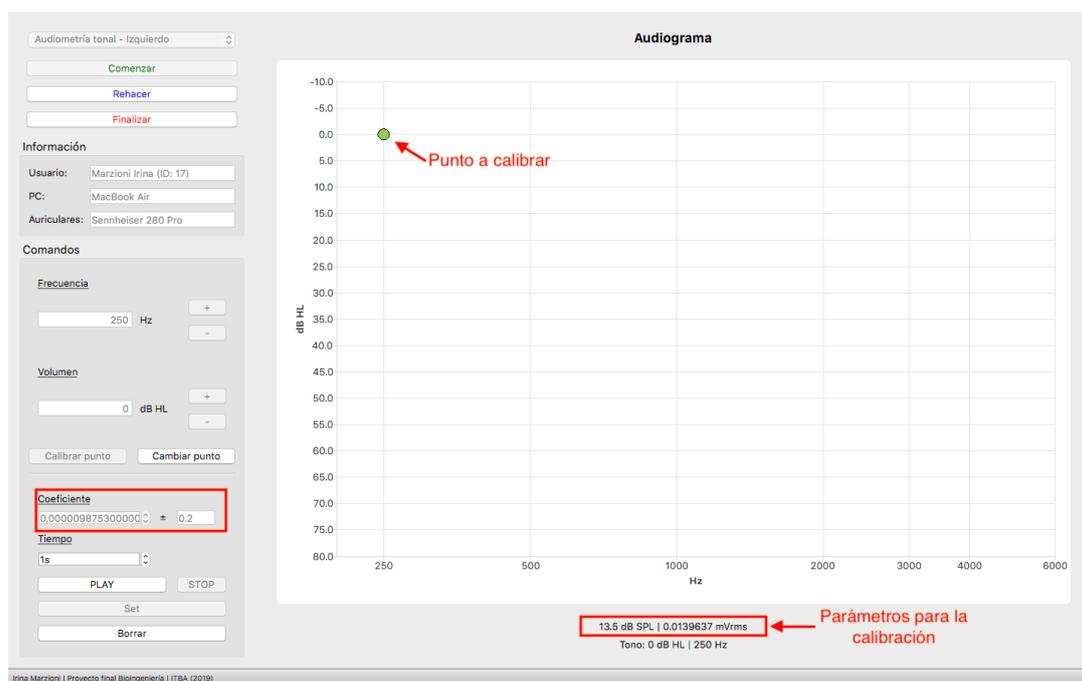


Figura 7.15: Vista Calibración de la aplicación.

7.3 Señal de audio digital

7.3.1 Generación de tonos puros

Los tonos puros son la unidad de estudio que utilizan todos los audiómetros para la evaluación de la audición. En el presente Trabajo, estos se generan de forma digital y se reproducen utilizando la placa de sonido incorporada en la PC, por medio de un proceso de decodificación en el conversor DAC (Digital to Analog Conversor). De esta forma los valores digitales se traducen en valores de voltaje y/o corriente, que por medio de un transductor acústico se convierten en señales sonoras.

Toda la lógica informática relacionada con la generación de tonos puros en el programa, corresponde a la clase `Tone` (`tone.cpp` y `tone.h`). Según se define en esta clase, todos estos objetos `Tone`, tienen asociado:

- Frecuencia (`int freq`): valor entero que representa el tono de la señal senoidal en Hz.
- Coeficiente (`double coef`): valor entre 0 y 1 que se obtiene de la matriz de calibración.
- Oído (`char ear`): es un carácter "R" o "L", que significa oído derecho u oído izquierdo respectivamente.

- Tiempo (`double time`): valor que representa la duración del tono en segundos.
- Frecuencia de muestreo (`int sampleRate`): muestras por segundo en Hz. Según el Teorema de Nyquist-Shannon, este valor debe ser al menos el doble de la frecuencia de la señal muestreada.
- Formato de audio (`QAudioFormat formatAudio`): objeto que representa la codificación de la señal digital de audio.
- Buffer (`QBuffer* bufferTone`): objeto en cual se almacena la señal a reproducir.
- Audio (`QAudioOutput* audio`): objeto que recibe como parámetro la señal de audio y establece la conexión con la placa de sonido.
- Función reproducir (`void playTone()`): función que se llama al momento de reproducir la señal.
- Función detener (`void stopTone()`): función que se llama para detener la reproducción de la señal.

La Frecuencia, Coeficiente, Oído y Tiempo serán configurados de manera indirecta por el usuario. Cuando se solicita la reproducción de un Tono por medio la interfaz, se genera una señal que llama al constructor de la clase `Tone` pasando como parámetros los valores seleccionados por el Usuario.

Un constructor es una subrutina cuya misión es inicializar un objeto de la clase. En el constructor se asignan los valores iniciales del nuevo objeto (`freq`, `coef`, `ear` y `time`), se crea el objeto `formatAudio` y se genera la señal digital de audio.

El objeto `formatAudio` especifica cómo se organizan los datos en la secuencia de audio generada, es decir, cómo el conversor DAC debe interpretar la secuencia. Para esto, el objeto contiene los siguientes parámetros:

- Codificación: tipo de codificación de la señal de audio digital. PCM (Pulse Code Modulation) es la forma estándar de audio digital en computadoras.
- Frecuencia de muestreo: muestras por segundo en Hz.
- Número de canales: cantidad de canales de audio (Mono = 1 canal o Stereo = 2 canales).

- Tipo de muestra: representación numérica de la muestra (entero con signo, entero sin signo o flotante).
- Tamaño de la muestra: cantidad de bits de cada muestra.
- Orden de los bytes en la muestra: orden de lectura de los bytes de la muestra (típicamente little endian o big endian).

La señal de audio digital en formato PCM, es una secuencia de código binario, 0s y 1s, donde cada cada conjunto de bits igual al tamaño de la muestra representa un valor instantáneo de la señal. La Figura 7.16 muestra un ejemplo de señal PCM con respecto a los valores instantáneos de una onda sinusoidal dada.

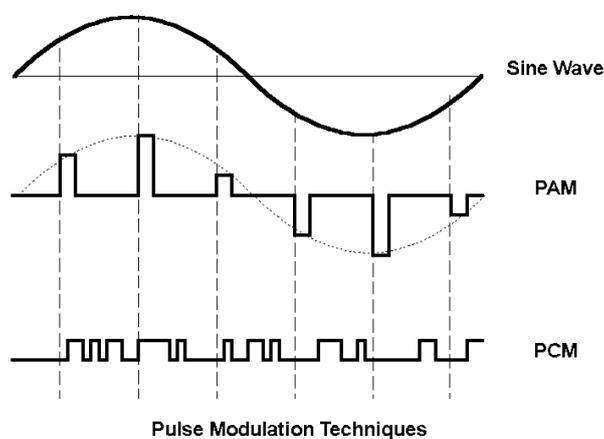


Figura 7.16: Señal senoidal (continua analógica), Pulse-Amplitude-Modulation (discreta y analógica), Pulse-Code-Modulation (discreta y digital).

En este caso, para todos los tonos puros generados, los parámetros del objeto `formatAudio` se configuraron con los valores óptimos para la placa de sonido de la PC, que se muestran en la Tabla 7.3. Por lo tanto, en función de estos valores, la señal se genera siguiendo la estructura que se observa en la Figura 7.17.

Parámetro	Valor
Codificación	PCM
Frecuencia de muestreo	44100 Hz
Número de canales	2
Tipo de muestra	float
Tamaño de la muestra	32 bits
Orden de los bytes en la muestra	little endian

Tabla 7.3: Parámetros de la señal de audio digital PCM.

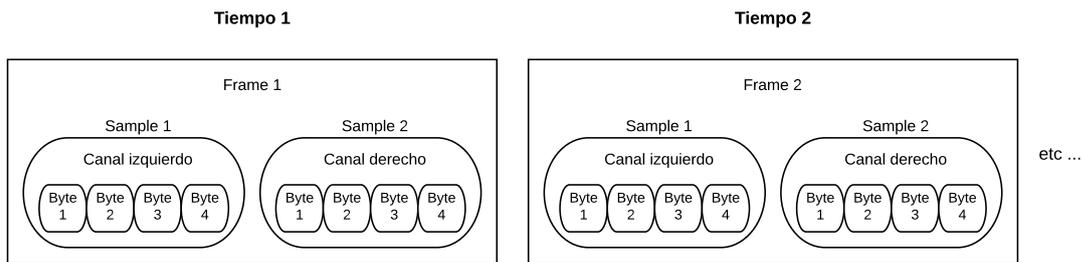


Figura 7.17: Estructura de la señal digital.

Una vez establecido el formato de audio, se genera la señal senoidal, de frecuencia `freq`, amplitud `coef` y duración `time`, en el canal correspondiente al oído `ear` seleccionado. En el Anexo A.6 se muestra el código en C++ utilizado para crear el arreglo de bytes (`QByteArray* byteBuffer`) que luego interpretará el conversor DAC de la placa de sonido.

7.3.2 Archivos de audio .WAV

En el presente Trabajo, para las evaluaciones de Logaudiometría por medio de listas grabadas, se optó por trabajar con archivos de Audio .WAV, los cuales a nivel de desarrollo y estructura se representan como objetos de la clase `WavFile` (`wavfile.cpp` y `wavfile.h`). El objetivo de esta clase consiste en hacer de cada archivo de Audio WAV un objeto con parámetros específicos, decodificando la información almacenada en el archivo.

La decodificación del archivo de audio, se realiza en el programa cuando se llama al constructor de la clase, el cual recibe como parámetro la ruta del archivo. Puntualmente al momento de realizar la construcción del objeto se llama a la función `bool readfile()`, que retorna `True` o `False`, según el archivo de audio sea compatible o no con el formato necesario.

La función `bool readfile()` se basa en el formato contenedor de los archivos de audio WAV para obtener los parámetros del mismo. Uno de los requisitos para que la función `bool readfile()` retorne `True`, es que la profundidad de las muestras de la señal de audio debe ser un valor de punto flotante de 32 bits. En el Anexo A.7.1 se explica en detalle en que consiste el formato WAV, que fue necesario tener en cuenta para llevar a cabo una correcta decodificación.

Según se define en la clase `WavFile`, siguiendo la estructura de los archivos WAV, todos los objetos tienen asociado:

- Archivo de audio (`QFile audio_file`).
- Formato de audio (`QAudioFormat audioFormat`): codificación del archivo de audio.
- Fragmento "RIFF" (`header Header`): objeto que representa el fragmento "RIFF" del archivo de audio.
- Fragmento "fmt " (`fmt FMT`): objeto que representa el fragmento "fmt " del archivo de audio.
- Fragmento "data" (`data Data`): objeto que representa el fragmento "data" del archivo de audio.
- Archivo de audio válido (`bool OKOpen`): variable `True` o `False` que indica si el archivo de audio es válido para la aplicación.
- Posición data (`unsigned int dataPosition`): número que indica la posición del byte donde comienza la señal de audio.
- Función validar archivo (`bool readfile`): función principal que decodifica la señal de audio e inicializa las variables del objeto.

En el código del Anexo A.7.2 se muestra el desarrollo de la función `bool readfile()` encargada de llevar a cabo la decodificación de la señal de audio.

7.4 Acondicionamiento de la señal

En este módulo la señal de audio digital es acondicionada, previo a que la placa de sonido la convierta en una señal analógica.

En el caso de los tonos puros, dado que la señal de audio es generada dentro del programa, el acondicionamiento se lleva a cabo al mismo tiempo que se crea la señal, a partir de los parámetros establecidos por el usuario (Sección 7.3.1). Sin embargo, esto no ocurre con las señales de audio formato WAV, debido a que estas no son generadas por el programa, es necesario acondicionarlas a las necesidades del usuario luego de ser decodificadas.

En primer lugar la señal digital de audio se normaliza, aplicando una cantidad constante de ganancia igual a la inversa de la amplitud pico. Esto se lleva a cabo

con el objetivo de llevar al mismo nivel la intensidad de todos los archivos de audio, ocupando todo el rango de voltaje de la placa de sonido. Como se estudio en la Sección 6.1.1 una amplitud 1 (0 dB) corresponde al máximo voltaje en la salida de audio de la PC, sin saturar la señal.

Una vez normalizada la señal se aplica el coeficiente correspondiente que determina la intensidad en dB SPL a la salida del auricular. Este coeficiente se obtiene de la matriz de calibración almacenada en la tabla `auditba_hardware` de la base de datos, en las columnas `coefSpeechMatrixLeft` o `coefSpeechMatrixRight`, según el oído en cuestión.

En el Anexo A.7.3, se expone el fragmento de código utilizado para llevar a cabo el proceso de normalización de la señal WAV.

7.5 Calibración

El módulo de calibración es una de las claves del desarrollo del presente Trabajo.

Por definición, la calibración es el conjunto de operaciones con las que se establece, en ciertas condiciones específicas, la correspondencia entre los valores indicados en un instrumento o equipo, y los valores conocidos correspondientes a una magnitud de medida o patrón. Para calibrar un instrumento es necesario disponer de uno de mayor precisión que proporcione el valor convencionalmente verdadero que es el que se empleará para compararlo con la indicación del instrumento sometido a calibración.

El software de audiometría desarrollado (AudITBA) se calibra estableciendo por medio de una serie de coeficientes, la correspondencia entre los valores de dB HL indicados por la aplicación en cierta frecuencia y los valores conocidos dB SPL de referencia, entregados por el auricular Sennheriser HD 280 Pro. Como resultado del proceso de calibración se obtendrá una matriz de coeficientes (valores entre 0 y 1), cada uno de ellos relacionados con un valor de presión sonora (dB SPL) y/o nivel de audición (dB HL), para cada frecuencia.

En el presente Trabajo, el proceso de calibración se lleva a cabo en dos etapas. La primera consiste en la obtención de una matriz de coeficientes de referencia a partir de la medición de valores de voltaje. Mientras que en la segunda etapa, se ajusta esta

matriz de referencia por medio de una serie de tablas de corrección que resultan de la calibración con el Sistema de Calibración de Audiómetro Larson Davis.

7.5.1 Matriz de referencia

En esta primera etapa, los valores de voltaje de referencia, se obtienen por medio del valor de *sensibilidad*. La sensibilidad es otro de los parámetros propio de cada auricular, que indica la eficacia con la cual se convierte una señal eléctrica en una señal acústica. Normalmente estos valores se expresan como dB SPL/mWatt o dB SPL/Vrms. Ambos valores son intercambiables, por medio de la siguiente ecuación 7.1, si se conoce la impedancia Z del auricular:

$$P = \frac{V^2}{Z} \quad (7.1)$$

Es importante remarcar, que la relación entre los valores de voltaje y/o potencia y dB SPL es logarítmica, por eso es incorrecto pensar que duplicando el valor de voltaje entregado al auricular, se duplicaría también el nivel dB SPL de la salida. Duplicar o reducir a la mitad la potencia de entrada aumenta o disminuye el SPL en 3 dB. De la ecuación 3.3 expuesta en el marco conceptual, se obtienen también las siguientes relaciones 7.2 y 7.3:

$$\Delta dB SPL = dB SPL_{medido} - Sensibilidad_{dB SPL/mWatt} = 10 \log_{10} \left(\frac{P_{entregada}}{1mWatt} \right) \quad (7.2)$$

$$\Delta dB SPL = dB SPL_{medido} - Sensibilidad_{dB SPL/Vrms} = 20 \log_{10} \left(\frac{V_{entregado}}{1Vrms} \right) \quad (7.3)$$

Normalmente los fabricantes especifican la sensibilidad del auricular para tonos de una frecuencia de 1000 Hz, esto se debe a que la respuesta en frecuencia del auricular podría no ser lineal en todo el espectro.

El fabricante Sennheiser, para el auricular HD 280 Pro proporciona el valor de sensibilidad de 113 dB SPL/Vrms para una frecuencia de 1000 Hz (Figura A.14 del Anexo A.5). Sin embargo, en este desarrollo, siendo que la aplicación emitirá tonos en distintas frecuencias del espectro, resulta indispensable conocer el valor de sensibilidad

propio para cada frecuencia. En este punto se agradece la colaboración del Dr. Robert H. Margolis, presidente de Audiology Incorporated, quien midió la sensibilidad del auricular en el espectro de frecuencias necesarias, obteniendo los resultados que se detallan en la Tabla 7.4.

Frecuencia	Sensibilidad (dB SPL/Vrms)
250	110,6
500	113,7
1000	113,5
2000	110,9
3000	105,3
4000	110,4
6000	116,5

Tabla 7.4: Mediciones de sensibilidad realizadas por Robert H. Margolis, con el audiómetro Grason Stadler Pello, utilizando el sonómetro Larson Davis modelo 824 y acoplador 60318 con un adaptador flat plate.

A partir de los valores RETSPL (Figura 6.8) y las sensibilidades (Tabla 7.4), por medio de las ecuaciones 3.7 y 7.3, se obtienen los valores que se muestran en las tablas de las Figuras 7.18 y 7.19, para Audiometría Tonal y Logaudiometría, respectivamente. Según establece la Norma ANSI-ASA S3.6, para los estudios de Logaudiometría, cuando se utilizan materiales del habla, el nivel de presión sonora de referencia estándar debe ser 12,5 dB por encima del RETSPL estándar de 1000 Hz.

Como se explico en la Sección 6.1.1, la intensidad generada por la placa de sonido, se controla modulando linealmente los valores de voltaje que entrega la salida de audio. En la aplicación, el voltaje se modula por medio de la matriz de coeficientes. El hecho de que la salida de audio de la PC responda linealmente a cambios de amplitud en la señal, simplifica la obtención de estos coeficientes. Ya se comprobó anteriormente, que con un coeficiente igual a 1 (ganancia 0 dB), a la salida se obtiene una señal de aproximadamente 4 Vpp, y se sabe que con un coeficiente igual 0 la salida es nula. Por lo tanto, a partir de estos dos puntos, se obtiene la ecuación 7.4, con la cual se calculan todos los coeficientes que se ilustran en la Figura 7.20 y 7.21, para estudios de Audiometría Tonal y Logaudiometría, respectivamente.

$$\begin{array}{r}
 \mathbf{mVrms} \\
 \hline
 1414 = 2V_p * 0,707 \rightarrow \\
 X_{mVrms} \rightarrow X_{coef} = \frac{X_{mVrms}}{1414}
 \end{array}
 \qquad
 \begin{array}{r}
 \mathbf{Coef} \\
 \hline
 1
 \end{array}$$

$$X_{coef} = \frac{X_{mVrms}}{1414} \quad (7.4)$$

En la base de datos `auditba_db.db`, en la tabla `auditba_hardware`, se almacenan una serie de arreglos: frecuencias, amplitudes, RETSPL y sensibilidad, a partir de los cuales el software calcula los valores que se muestran en la tablas de las Figuras 7.18 y 7.19.

Por medio de la GUI, en la vista Calibración (Figura 7.15), es posible moverse a todos los puntos del audiograma y logaudiograma mientras en la parte inferior de la pantalla se muestra el valor dB SPL y mVrms correspondiente a cada uno de ellos. Al ser la primera vez, que se genera la matriz, para almacenarla en la base de datos, se debe recorrer cada punto del gráfico e ingresar el coeficiente que corresponde según las Figuras 7.20 y 7.21. Una vez aplicados todos los coeficientes, mediante el botón "Finalizar" se almacenará la matriz de referencia como un arreglo de coeficientes en las columnas `coefMatrixTonalLeft`, `coefMatrixTonalRight`, `coefMatrixSpeechLeft` y `coefMatrixSpeechRight`.

Sensibilidad (dB/Vrms SPL)	Frecuencia (Hz)														
	250		500		1000		2000		3000		4000		6000		
	110.6	113.7	113.5	110.9	105.3	110.4	116.5								
	dB HL	dB SPL	mVrms	dB SPL	mVrms	dB SPL	mVrms	dB SPL	mVrms	dB SPL	mVrms	dB SPL	mVrms		
RETSPL HD 280 Pro	-10	3.5	0.00442	-3.2	0.00143	-8.6	0.00079	-8.1	0.00112	-13.9	0.00110	-7.8	0.00123	3.9	0.00234
	-5	8.5	0.00785	1.8	0.00254	-3.6	0.00140	-3.1	0.00200	-8.9	0.00195	-2.8	0.00219	8.9	0.00417
	0	13.5	0.01396	6.8	0.00452	1.4	0.00248	1.9	0.00355	-3.9	0.00347	2.2	0.00389	13.9	0.00741
	5	18.5	0.02483	11.8	0.00804	6.4	0.00442	6.9	0.00631	1.1	0.00617	7.2	0.00692	18.9	0.01318
	10	23.5	0.04416	16.8	0.01429	11.4	0.00785	11.9	0.01122	6.1	0.01096	12.2	0.01230	23.9	0.02344
	15	28.5	0.07852	21.8	0.02541	16.4	0.01386	16.9	0.01995	11.1	0.01950	17.2	0.02188	28.9	0.04169
	20	33.5	0.13964	26.8	0.04519	21.4	0.02483	21.9	0.03548	16.1	0.03467	22.2	0.03880	33.9	0.07413
	25	38.5	0.24831	31.8	0.08035	26.4	0.04416	26.9	0.06310	21.1	0.06166	27.2	0.06918	38.9	0.13183
	30	43.5	0.44157	36.8	0.14289	31.4	0.07852	31.9	0.11220	26.1	0.10965	32.2	0.12303	43.9	0.23442
	35	48.5	0.78524	41.8	0.25410	36.4	0.14289	36.9	0.19953	31.1	0.19498	37.2	0.21878	48.9	0.41687
	40	53.5	1.39637	46.8	0.45186	41.4	0.24831	41.9	0.35481	36.1	0.34674	42.2	0.38905	53.9	0.74131
	45	58.5	2.48313	51.8	0.80353	46.4	0.44157	46.9	0.63096	41.1	0.61560	47.2	0.69183	58.9	1.31828
	50	63.5	4.41570	56.8	1.42889	51.4	0.78524	51.9	1.12202	46.1	1.09848	52.2	1.23027	63.9	2.34423
	55	68.5	7.85236	61.8	2.54097	56.4	1.39637	56.9	1.99526	51.1	1.94984	57.2	2.18776	68.9	4.16869
	60	73.5	13.96368	66.8	4.51856	61.4	2.48313	61.9	3.54813	56.1	3.46737	62.2	3.89045	73.9	7.41310
	65	78.5	24.83133	71.8	8.03526	66.4	4.41570	66.9	6.30957	61.1	6.16595	67.2	6.91831	78.9	13.18257
	70	83.5	44.15704	76.8	14.28894	71.4	7.85236	71.9	11.22018	66.1	10.96478	72.2	12.30289	83.9	23.44229

Figura 7.18: Valores de referencia dB SPL y mVrms para la obtención de la matriz de coeficientes de referencia tonal.

Sensibilidad (dB/Vrms SPL)	Logoaudiometría		
	113.5	116.5	
	dB HL	dB SPL	mVrms
RETSPL HD 280 Pro	0	13.9	0.01047
	5	18.9	0.01862
	10	23.9	0.03311
	15	28.9	0.05888
	20	33.9	0.10471
	25	38.9	0.18621
	30	43.9	0.33113
	35	48.9	0.58894
	40	53.9	1.04713
	45	58.9	1.86209
	50	63.9	3.31131
	55	68.9	5.88844
	60	73.9	10.47129
	65	78.9	18.62087
	70	83.9	33.11311
	75	88.9	58.88437
	80	93.9	104.71285
	85	98.9	186.20871
	90	103.9	331.13112
	95	108.9	588.84366
	100	113.9	1047.12855

Figura 7.19: Valores de referencia dB SPL y mVrms para la obtención de la matriz de coeficientes de referencia en logoaudiometría.

dB HL	250		500		1000		2000		3000		4000		6000	
	mVrms	Coef	mVrms	Coef	mVrms	Coef	mVrms	Coef	mVrms	Coef	mVrms	Coef	mVrms	Coef
-10	0.00442	0.0000031228	0.00143	0.0000010105	0.00079	0.0000005553	0.00112	0.0000007935	0.00110	0.0000007754	0.00123	0.0000008701	0.00234	0.0000016579
-5	0.00785	0.0000055533	0.00254	0.0000017970	0.00140	0.0000009875	0.00200	0.0000014111	0.00195	0.0000013790	0.00219	0.0000015472	0.00417	0.0000029482
0	0.01396	0.0000098753	0.00452	0.0000031956	0.00248	0.0000017561	0.00355	0.0000025093	0.00347	0.0000024522	0.00389	0.0000027514	0.00741	0.0000052426
5	0.02483	0.0000175611	0.00804	0.0000056826	0.00442	0.0000031228	0.00631	0.0000044622	0.00617	0.0000043606	0.00692	0.0000048927	0.01318	0.0000093229
10	0.04416	0.0000312285	0.01429	0.0000101053	0.00785	0.0000055533	0.01122	0.0000079351	0.01096	0.0000075444	0.01230	0.0000087006	0.02344	0.0000165787
15	0.07852	0.0000555329	0.02541	0.0000179701	0.01396	0.0000098753	0.01995	0.0000141108	0.01950	0.0000137896	0.02188	0.0000154721	0.04169	0.0000294816
20	0.13964	0.0000987531	0.04519	0.0000319559	0.02483	0.0000175611	0.03548	0.0000250929	0.03467	0.0000245217	0.03890	0.0000275158	0.07413	0.0000524265
25	0.24831	0.0001756105	0.08035	0.0000568265	0.04416	0.0000312285	0.06310	0.0000446222	0.06166	0.0000436064	0.06918	0.0000489272	0.13163	0.0000932289
30	0.44157	0.0003122846	0.14289	0.0001010533	0.07852	0.0000555329	0.11220	0.0000793507	0.10965	0.0000775444	0.12303	0.0000870063	0.23442	0.0001657870
35	0.78524	0.0005553293	0.25410	0.0001797010	0.13964	0.0000987531	0.19953	0.0001411077	0.19498	0.0001378957	0.21878	0.0001547215	0.41687	0.0002948157
40	1.39637	0.0009875307	0.45186	0.0003195587	0.24831	0.0001756105	0.35481	0.0002509288	0.34674	0.0002452170	0.38905	0.0002751380	0.74131	0.0005242647
45	2.48313	0.0017561054	0.80353	0.000682646	0.44157	0.0003122846	0.63096	0.0004462216	0.61660	0.0004360644	0.69183	0.0004892723	1.31826	0.0009322891
50	4.41570	0.0031228462	1.42889	0.0010105332	0.78524	0.0005553293	1.12202	0.0007935067	1.09648	0.0007754443	1.23027	0.0008700628	2.34423	0.0016578704
55	7.85236	0.0055532930	2.54097	0.001970104	1.39637	0.0009875307	1.99526	0.0014110766	1.94984	0.0013789566	2.18776	0.0015472147	4.16869	0.0029481569
60	13.96368	0.0098753067	4.51856	0.0031955866	2.48313	0.0017561054	3.54813	0.0025092885	3.46737	0.0024521701	3.89045	0.0027513801	7.41310	0.0052426467
65	24.83133	0.0175610545	8.03526	0.0056826458	4.41570	0.0031228462	6.30957	0.0044622160	6.16595	0.0043606436	6.91831	0.0048927226	13.18257	0.0093228907
70	44.15704	0.0312284616	14.28894	0.0101053321	7.85236	0.0055532930	11.22018	0.0079350669	10.96478	0.007544427	12.30289	0.0087006278	23.44229	0.0165787045

Figura 7.20: Coeficientes de referencia que componen la matriz de referencia tonal.

dB HL	Logoaudiometria	
	mVrms	Coef
0	0.01047	0.0000074054
5	0.01862	0.0000131689
10	0.03311	0.0000234180
15	0.05888	0.0000416438
20	0.10471	0.0000740544
25	0.18621	0.0001316893
30	0.33113	0.0002341804
35	0.58884	0.0004164382
40	1.04713	0.0007405435
45	1.86209	0.0013168933
50	3.31131	0.0023418043
55	5.88844	0.0041643823
60	10.47129	0.0074054353
65	18.62087	0.0131689331
70	33.11311	0.0234180425
75	58.88437	0.0416438229
80	104.71285	0.0740543528
85	186.20871	0.1316893307
90	331.13112	0.2341804254
95	588.84366	0.4164382287
100	1047.12855	0.7405435276

Figura 7.21: Coeficientes de referencia que componen la matriz de referencia para logoaudiometría.

7.5.2 Ajuste de la matriz

El objetivo de esta última etapa consistió en realizar el ajuste de los coeficientes de referencia obtenidos en la etapa previa (Figuras 7.20 y 7.21).

Esta etapa del proceso de calibración se llevó a cabo en la Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos (MAH), con la colaboración del Director General Ing. Horacio Cristiani, quien brindó la posibilidad de utilizar el Sistema de Calibración de Audiómetros Larson Davis.

El sistema de calibración Larson Davis ha sido diseñado para ofrecer simplicidad y portabilidad. Las mediciones que toma este sistema se realizan utilizando el medidor de nivel de sonido de precisión Larson Davis modelo 824 con el software AUDit™. Este software controla el medidor de nivel de sonido (sonómetro) para ejecutar una amplia gama de pruebas de precisión y rendimiento del audiómetro, permitiendo al usuario realizar calibraciones completas según los requisitos de la Norma ANSI S3.6-2004 e IEC 60645-2001 [28].

Asimismo, el sistema de calibración está preparado para interactuar con una amplia variedad de transductores audiométricos (auriculares y transductores óseos), por esto Larson Davis ofrece más de un tipo de acoplador y simulador de oído. Según indica la Norma ANSI-ASA S3.6, un simulador de oído u oído artificial, consiste en *un dispositivo que presenta a un auricular una impedancia acústica equivalente a la del oído humano promedio e incorpora un micrófono calibrado para medir el nivel de presión de sonido producido por el auricular.*

En el presente Proyecto se utilizó el oído artificial AEC201-A. Este dispositivo fue diseñado para la calibración con auriculares supraaural y circumaural en frecuencias de hasta 16000 Hz. Asimismo, su diseño cumple con los requisitos de la Norma IEC 60318-1: 2009 Edición 2 (*Simulators of Human Head and Ear - Part 1: Ear Simulator for the calibration of supra-aural and circumaural earphones*) y ANSI S3.7 (*Method for Coupler Calibration of Earphones*) [28]. En la Figura 7.22 se observan todos sus componentes.

Por otro lado, para cada prueba de calibración, el software AUDit permite definir completamente la medición, así como los componentes del equipo bajo prueba.

El primer paso en este proceso de calibración consistió en configurar el software

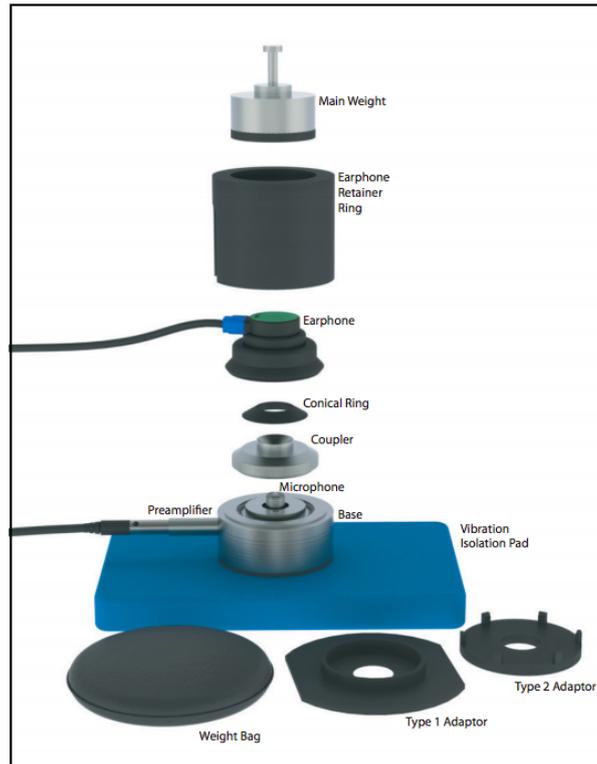


Figura 7.22: Componentes del oído artificial AEC201-A [29]

AUDit, ingresando la información correspondiente de los instrumentos de calibración utilizados y las características del audiómetro a calibrar:

- Equipamiento de calibración:
 - Medidor de nivel de sonido (sonómetro): Larson Davis modelo 824.
 - Micrófono: PCB Piezotronics modelo 377C13.
 - Simulador de oído: AEC201-A.
 - Adaptador: tipo 1.
 - Pesa: entre 9 y 10 N.
- Audiómetro:
 - Fabricante: Marzioni Irina
 - Modelo: AudITBA
 - Tipo: 4
- Auriculares:
 - Tipo: circumaural
 - Modelo: Sennheiser HD 280 Pro
 - RETSPL: Figura 6.8
 - Frecuencias: 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 Hz

El segundo paso consistió en el armado del circuito de calibración tal como se observa en la Figura 7.23. Por un lado el sonómetro se conecta al simulador de oído a través del preamplificador, el cual amplifica la señal recibida por el micrófono ubicado sobre la base del simulador (Figura 7.24). Y por el otro lado, se conecta vía USB a la PC donde está contenido el software AUDit que interpreta la señal, según los parámetros configurados previamente.

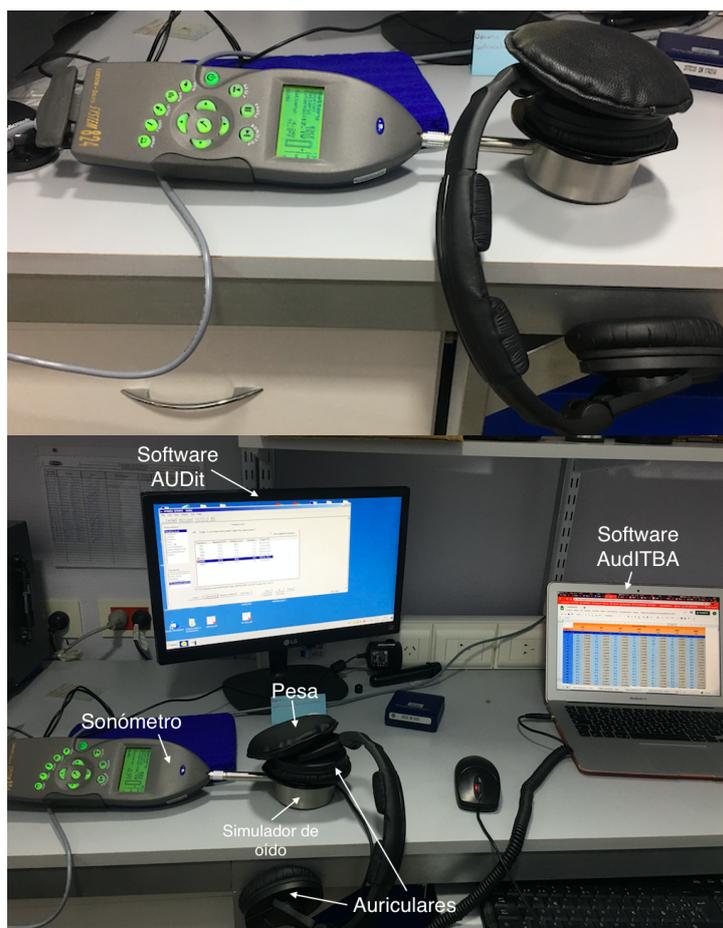


Figura 7.23: Armado del circuito de calibración, utilizando el sistema de calibración Larson Davis. Sonómetro, oído artificial y auricular.

Una vez configurado el software AUDit con el instrumental de calibración y la información del audiómetro, y luego de armar el circuito de calibración, se procedió a realizar la propia calibración del audiómetro.

Asumiendo la linealidad de la respuesta de la placa de sonido de la PC, como se mencionó en la etapa previa, se seleccionó un nivel "cómodo" para realizar la calibración. Se configuró el software para un input de 70 dB HL en todas las frecuencias

evaluadas.



Figura 7.24: Micrófono 377C13 contenido en la base del simulador de oído AEC201-A.

El siguiente paso consistió en emitir los tonos desde la ventana Calibración de la aplicación AudITBA, al auricular ubicado en el oído artificial. En este punto, utilizando los coeficientes de la matriz de referencia (Figura 7.20), desde la posición 70 dB HL, se emiten tonos recorriendo todo el espectro de frecuencias. Este proceso debe llevarse a cabo dos veces, una emitiendo los tonos desde el auricular izquierdo (Audiometría tonal - Izquierdo) y la siguiente emitiendo los tonos por el auricular derecho (Audiometría tonal - Derecho). Como resultado, en el software de calibración se obtienen las Tablas 7.5 y 7.6, correspondientes una a cada auricular.

Frecuencias	Measured SPL	Hearing Level	SPL Desviation	Target SPL
250	82,0	68,5	-1,5	80,5 to 86,5
500	78,8	72,0	2,0	73,8 to 79,8
1000	74,1	72,7	2,7	68,4 to 74,4
2000	73,0	71,1	1,1	68,9 to 74,9
3000	56,3	60,2	-9,8	63,1 to 69,1
4000	67,8	65,5	-4,4	69,2 to 75,2
6000	80,8	66,9	-3,1	78,9 to 88,9

Tabla 7.5: Tabla de corrección correspondiente al auricular izquierdo.

Frecuencias	Measured SPL	Hearing Level	SPL Desviation	Target SPL
250	83,9	70,4	0,4	80,5 to 86,5
500	79,0	72,2	2,2	73,8 to 79,8
1000	73,4	72,0	2,0	68,4 to 74,4
2000	72,0	70,1	0,1	68,9 to 74,9
3000	72,1	76,0	6,0	63,1 to 69,1
4000	67,0	64,7	-5,2	69,2 to 75,2
6000	80,8	66,9	-3,1	78,9 to 88,9

Tabla 7.6: Tabla de corrección correspondiente al auricular derecho.

En estas tablas de resultado, se observa para cada una de las frecuencias:

- el valor medido (Measured SPL),
- el valor en HL correspondiente al valor medido (Hearing Level),
- el valor objetivo dentro de un rango (Target SPL) y
- la desviación (Desviation).

El rango del valor objetivo, el software lo calcula en base al tipo de audiómetro configurado. Para los audiómetros tipo 4, como es el caso, la tolerancia es de ± 3 dB para las frecuencias de 250 a 4000 y ± 5 dB en 6000 Hz. Y la desviación se calcula como la diferencia entre el valor SPL medido y el valor SPL objetivo para cada frecuencia ($RET SPL_{freq} + 70 dB HL$ según al ecuación 3.7).

En ambos auriculares los valores medidos en SPL en los tonos de frecuencia 3000 y 4000 quedaron por fuera del rango permitido. Para estos casos se volvió a evaluar cada tono de forma individual, ajustando el coeficiente hasta que el valor medido se ubicara dentro del rango (Tabla 7.7). Una vez realizado el ajuste se obtiene como resultado final las Tablas 7.8 y 7.9.

Frecuencia (Hz)	Oído	Coef. de referencia (70 dB HL)	Coef. corregido (70 dB HL)
3000	I	0,0077544427	0,0104806787
	D	0,0077544427	0,0045806787
4000	I	0,0087006278	0,0110234482
	D	0,0087006278	0,0110234482

Tabla 7.7: Corrección de los coeficientes para las frecuencias de 3000 y 4000 Hz en 70 dB HL.

Frecuencias	Measured SPL	Hearing Level	SPL Desviation	Target SPL
250	82,0	68,5	-1,5	80,5 to 86,5
500	78,8	72,0	2,0	73,8 to 79,8
1000	74,1	72,7	2,7	68,4 to 74,4
2000	73,0	71,1	1,1	68,9 to 74,9
3000	66,3	70,2	0,2	63,1 to 69,1
4000	71,8	69,6	-0,4	69,2 to 75,2
6000	80,8	66,9	-3,1	78,9 to 88,9

Tabla 7.8: Tabla de calibración final correspondiente al oído izquierdo.

Frecuencias	Measured SPL	Hearing Level	SPL Desviation	Target SPL
250	83,9	70,4	0,4	80,5 to 86,5
500	79,0	72,2	2,2	73,8 to 79,8
1000	73,4	72,0	2,0	68,4 to 74,4
2000	72,0	70,1	0,1	68,9 to 74,9
3000	65,6	69,5	0,5	63,1 to 69,1
4000	70,5	68,3	-1,7	69,2 to 75,2
6000	80,8	66,9	-3,1	78,9 to 88,9

Tabla 7.9: Tabla de calibración final correspondiente al oído derecho.

Por último, a partir de los nuevos coeficientes obtenidos para un tono de 70 dB HL (Tabla 7.7), sobre las frecuencias que fue necesario hacer el ajuste (3000 y 4000 Hz), se realiza de nuevo el cálculo de todos los coeficientes. Así, para estas frecuencias, recurriendo al principio de linealidad de la placa de sonido, se obtienen los valores de la matriz que se observan en la Figura 7.25, a partir de las ecuaciones 7.5, 7.6 y 7.7, que se detallan a continuación.

En 3000 Hz:

Valores de referencia:

70 dB HL → 66,1 dB SPL (ecuación 3.7)

66,1 dB SPL → **10,96478 mVrms** (ecuación 7.3, tabla 7.4)

- **Auricular Izquierdo:**

Valor práctico:

70 dB HL → **Coef: 0,0104806787** (tabla 7.7)

Recurriendo a la relación lineal entre los coeficientes y el voltaje de la placa de sonido, a partir del punto conocido 10,96478 mVrms → Coef: 0,0104806787, se obtiene la ecuación 7.5:

$$X_{coef} = \frac{X_{mVrms} * 0,0104806787}{10,96478} \quad (7.5)$$

- **Auricular Derecho:**

Valor práctico:

70 dB HL → **Coef: 0,0045806787** (tabla 7.7)

Recurriendo a la relación lineal entre los coeficientes y el voltaje de la placa de sonido, a partir del punto conocido 10,96478 mVrms → Coef: 0,0045806787, se obtiene la ecuación 7.6:

$$X_{coef} = \frac{X_{mVrms} * 0,0045806787}{10,96478} \quad (7.6)$$

En 4000 Hz:

Valores de referencia:

70 dB HL → 72,2 dB SPL (ecuación 3.7)

72,2 dB SPL → 12,30269 mVrms (ecuación 7.3, tabla 7.4)

- **Auricular Izquierdo y Derecho:**

Valor práctico:

70 dB HL → **Coef: 0,0110234482** (tabla 7.7)

Recurriendo a la relación lineal entre los coeficientes y el voltaje de la placa de sonido, a partir del punto conocido 12,30269 mVrms → Coef: 0,0110234482, se obtiene la ecuación 7.7:

$$X_{coef} = \frac{X_{mVrms} * 0,0110234482}{12,30269} \quad (7.7)$$

Una vez calculados los coeficientes de la Figura 7.25, se reemplazan los valores previos correspondientes a las frecuencias de 3000 y 4000 Hz en cada auricular, desde la ventana de Calibración. Al igual que en la etapa previa, mediante el botón "Finalizar" se almacenará la misma matriz con los valores corregidos como un arreglo de coeficientes en las columnas *coefMatrixTonalLeft*, *coefMatrixTonalRight*. Cabe destacar que en este proceso de calibración no fue necesario realizar modificaciones sobre la matriz de referencia correspondiente a los estudios de Logoaudiometría, debido a que no se realizaron correcciones sobre la frecuencia de 1000 Hz (frecuencia en la cual está basada esta matriz). En caso de haber sido necesario realizar ajustes en esta frecuencia, también se deberían haber recalculado los coeficientes de la matriz de Logoaudiometría y almacenarlos del mismo modo.

dB HL	Frecuencia (Hz)					
	3000			4000		
	mVrms	Coef		mVrms	Coef	
D		I	D		I	
-10	0,00110	0,0000004581	0,0000010481	0,00123	0,0000011023	0,0000011023
-5	0,00195	0,0000008146	0,0000018638	0,00219	0,0000019603	0,0000019603
0	0,00347	0,0000014485	0,0000033143	0,00389	0,0000034859	0,0000034859
5	0,00617	0,0000025759	0,0000058937	0,00692	0,0000061989	0,0000061989
10	0,01096	0,0000045807	0,0000104807	0,01230	0,0000110234	0,0000110234
15	0,01950	0,0000081457	0,0000186376	0,02188	0,0000196028	0,0000196028
20	0,03467	0,0000144854	0,0000331428	0,03890	0,0000348592	0,0000348592
25	0,06166	0,0000257590	0,0000589372	0,06918	0,0000619894	0,0000619894
30	0,10965	0,0000458068	0,0001048068	0,12303	0,0001102345	0,0001102345
35	0,19498	0,0000814573	0,0001863758	0,21878	0,0001960277	0,0001960277
40	0,34674	0,0001448538	0,0003314282	0,38905	0,0003485920	0,0003485920
45	0,61660	0,0002575905	0,0005893719	0,69183	0,0006198940	0,0006198940
50	1,09648	0,0004580679	0,0010480679	1,23027	0,0011023448	0,0011023448
55	1,94984	0,0008145727	0,0018637575	2,18776	0,0019602771	0,0019602771
60	3,46737	0,0014485378	0,0033142816	3,89045	0,0034859204	0,0034859204
65	6,16595	0,0025759049	0,0058937187	6,91831	0,0061989405	0,0061989405
70	10,96478	0,0045806787	0,0104806787	12,30269	0,0110234482	0,0110234482

Figura 7.25: Valores de los coeficientes de la matriz ajustada para las frecuencias 3000 y 4000 en ambos oídos.

Finalmente, como resultado de todo el proceso de calibración, en la tabla `auditba_hardware` de la base de datos quedan almacenadas cuatro matrices de coeficientes (Figuras 7.26, 7.27 y 7.28), bajo las columnas `coefMatrixTonalLeft`, `coefMatrixTonalRight`, `coefMatrixSpeechLeft` y `coefMatrixSpeechRight`. Así cada vez que el Usuario solicite la reproducción de un tono o bien de un archivo WAV desde la ventana Screening, estas matrices de coeficientes serán consultadas para corresponder de forma correcta la intensidad del sonido solicitada por el usuario con la intensidad entregada por el auricular.

Respecto al diseño y flujo de trabajo de la interfaz de calibración, en una etapa posterior sería deseable que la misma sea más amigable al usuario, de modo que durante la primera etapa, los valores de la matriz de referencia sean calculados por el software (a partir de datos del hardware) y el usuario/calibrador simplemente participe en la segunda etapa modificando los coeficientes que fuesen necesarios de forma sencilla.

		Frecuencias (Hz)						
		250	500	1000	2000	3000	4000	6000
-10		0,0000031228	0,0000010105	0,0000005553	0,0000007935	0,0000010481	0,0000011023	0,0000016579
-5		0,0000055533	0,0000017970	0,0000009875	0,0000014111	0,0000018638	0,0000019603	0,0000029482
0		0,0000098753	0,0000031956	0,0000017561	0,0000025093	0,0000033143	0,0000034859	0,0000052426
5		0,0000175611	0,0000056826	0,0000031228	0,0000044622	0,0000058937	0,0000061989	0,0000093229
10		0,0000312285	0,0000101053	0,0000055533	0,0000079351	0,0000104807	0,0000110234	0,0000165787
15		0,0000555329	0,0000179701	0,0000098753	0,0000141108	0,0000186376	0,0000196028	0,0000294816
20		0,0000987531	0,0000319559	0,0000175611	0,0000250929	0,0000331428	0,0000348592	0,0000524265
25		0,0001756105	0,0000568265	0,0000312285	0,0000446222	0,0000589372	0,0000619894	0,0000932289
30		0,0003122846	0,0001010533	0,0000555329	0,0000793507	0,0001048068	0,0001102345	0,0001657870
35		0,0005553293	0,0001797010	0,0000987531	0,0001411077	0,0001863758	0,0001960277	0,0002948157
40		0,0009875307	0,0003195587	0,0001756105	0,0002509288	0,0003314282	0,0003485920	0,0005242647
45		0,0017561054	0,0005682646	0,0003122846	0,0004462216	0,0005893719	0,0006198940	0,0009322891
50		0,0031228462	0,0010105332	0,0005553293	0,0007935067	0,0010480679	0,0011023448	0,0016578704
55		0,0055532930	0,0017970104	0,0009875307	0,0014110766	0,0018637575	0,0019602771	0,0029481569
60		0,0098753067	0,0031955866	0,0017561054	0,0025092885	0,0033142816	0,0034859204	0,0052426467
65		0,0175610545	0,0056826458	0,0031228462	0,0044622160	0,0058937187	0,0061989405	0,0093228907
70		0,0312284616	0,0101053321	0,0055532930	0,0079350669	0,0104806787	0,0110234482	0,0165787045

Figura 7.26: Matriz de coeficientes final, correspondiente al auricular izquierdo en los estudios de Audiometría Tonal.

	Frecuencias (Hz)						
	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
-10	0,0000031228	0,0000010105	0,0000005553	0,0000007935	0,0000004581	0,0000011023	0,0000016579
-5	0,0000055533	0,0000017970	0,0000009875	0,0000014111	0,0000008146	0,0000019603	0,0000029482
0	0,0000098753	0,0000031956	0,0000017561	0,0000025093	0,0000014485	0,0000034859	0,0000052426
5	0,0000175611	0,0000056826	0,0000031228	0,0000044622	0,0000025759	0,0000061989	0,0000093229
10	0,0000312285	0,0000101053	0,0000055533	0,0000079351	0,0000045807	0,0000110234	0,0000165787
15	0,0000555329	0,0000179701	0,0000098753	0,0000141108	0,0000081457	0,0000196028	0,0000294816
20	0,0000987531	0,0000319559	0,0000175611	0,0000250929	0,0000144854	0,0000348592	0,0000524265
25	0,0001756105	0,0000568265	0,0000312285	0,0000446222	0,0000257590	0,0000619894	0,0000932289
30	0,0003122846	0,0001010533	0,0000555329	0,0000793507	0,0000458068	0,0001102345	0,0001657870
35	0,0005553293	0,0001797010	0,0000987531	0,0001411077	0,0000814573	0,0001960277	0,0002948157
40	0,0009875307	0,0003195587	0,0001756105	0,0002509288	0,0001448538	0,0003485920	0,0005242647
45	0,0017561054	0,0005682646	0,0003122846	0,0004462216	0,0002575905	0,0006198940	0,0009322891
50	0,0031228462	0,0010105332	0,0005553293	0,0007935067	0,0004580679	0,0011023448	0,0016578704
55	0,0055532930	0,0017970104	0,0009875307	0,0014110766	0,0008145727	0,0019602771	0,0029481569
60	0,0098753067	0,0031955866	0,0017561054	0,0025092885	0,0014485378	0,0034859204	0,0052426467
65	0,0175610545	0,0056826458	0,0031228462	0,0044622160	0,0025759049	0,0061989405	0,0093228907
70	0,0312284616	0,0101053321	0,0055532930	0,0079350669	0,0045806787	0,0110234482	0,0165787045

Figura 7.27: Matriz de coeficientes final, correspondiente al auricular derecho en los estudios de Audiometría Tonal.

		Frecuencia (Hz)
		1000
Amplitud (dB HL)	0	0,0000074054
	5	0,0000131689
	10	0,0000234180
	15	0,0000416438
	20	0,0000740544
	25	0,0001316893
	30	0,0002341804
	35	0,0004164382
	40	0,0007405435
	45	0,0013168933
	50	0,0023418043
	55	0,0041643823
	60	0,0074054353
	65	0,0131689331
	70	0,0234180425
	75	0,0416438229
	80	0,0740543528
85	0,1316893307	
90	0,2341804254	
95	0,4164382287	
100	0,7405435276	

Figura 7.28: Matriz de coeficientes final, correspondiente al auricular izquierdo y derecho en los estudios de Logaudiometría.

8 AudITBA: Pruebas

Por último, en esta etapa del Proyecto, luego de haber llevado a cabo el proceso de calibración, se realizaron una serie de pruebas de Audiometría Tonal con el objetivo de poner en práctica la aplicación desarrollada.

Un punto importante para remarcar en esta Sección, es que al tratarse de un Audiómetro de Screening, los resultados no podrán ser utilizados con fines diagnósticos, aunque si orientativos. El objeto principal de esta técnica, consiste en separar la población evaluada en aquellos que probablemente no tengan algún tipo de trastorno auditivo, de aquellos que posiblemente puedan tener el trastorno [11].

Sin bien el software está desarrollado para realizar estudios de Audiometría Tonal, Logoaudiometría y Logometría, solo el primero se puso a prueba en pacientes. Respecto a los estudios de Logoaudiometría, no fue posible conseguir las listas grabadas en el formato de audio de alta calidad que la aplicación exige. Si bien en la actualidad existen Audiómetros modernos que ofrecen la opción de realizar pruebas de Logoaudiometría con listas grabadas, no fue posible generar ni acceder a los archivos de audio que estos utilizan. Tampoco se realizaron pruebas de Logometría, ya que por sí solas no nutren de información relevante a un estudio de screening.

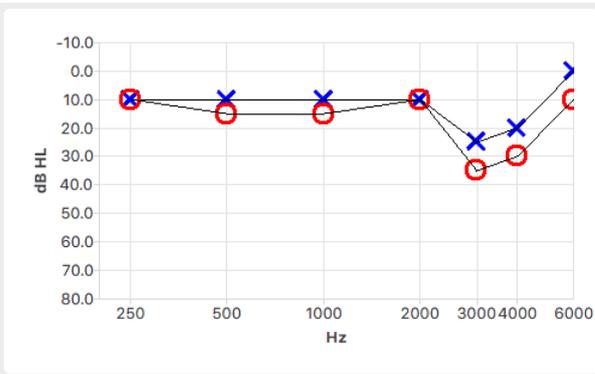
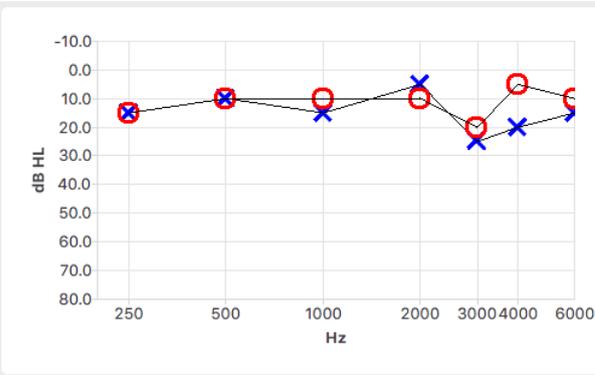
Todas las pruebas de Audiometría Tonal se realizaron siguiendo el mismo procedimiento utilizado por los Fonoaudiólogos en la clínica, según la Norma IRAM 4028-1: *Audiometría Tonal - Métodos básicos de prueba*, que se condice con la Norma ISO 8253-1: *Pure-tone air and bone conduction threshold audiometry*. Asimismo, con el objetivo de poner a prueba la capacidad de evaluación sin una cámara sonoamortiguada, se prescindió de esta, llevando a cabo todos los estudios en una misma habitación, lo suficientemente silenciosa. El ambiente de la habitación era algo similar a una biblioteca silenciosa donde el ruido ambiente varía entre los 30 y 40 dB SPL.

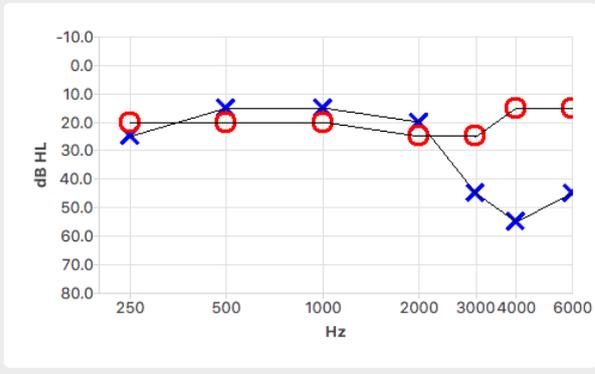
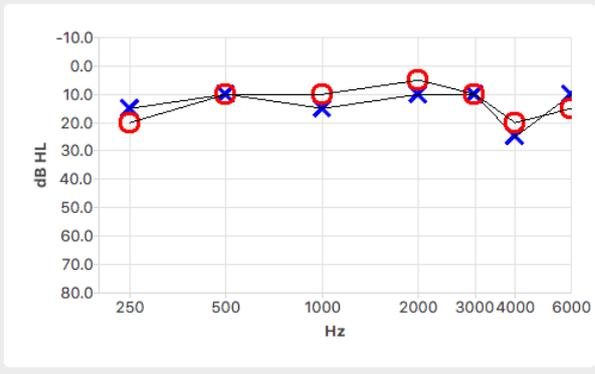
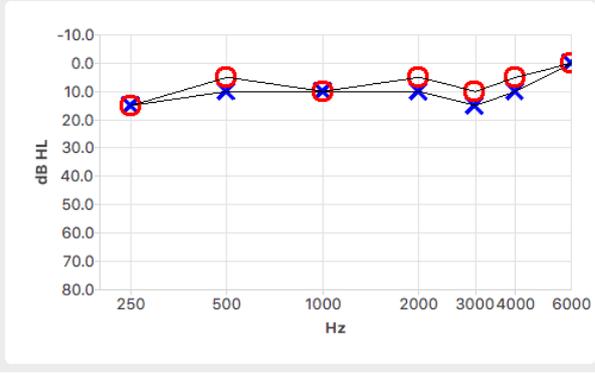
Se realizaron un total de diez evaluaciones con la aplicación calibrada. Todas se llevaron a cabo bajo el mismo procedimiento, siguiendo los pasos que se mencionan a continuación:

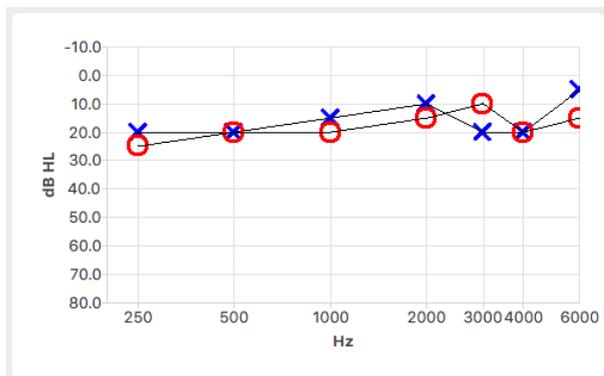
- 1) Se explicó a la persona evaluada el procedimiento de la audiometría, y como debe responder a los sonidos.

- 2) Se consulta a la persona si tiene algún problema auditivo o si siente escuchar menos por algún oído.
- 3) Comienza el estudio evaluando primero el oído por el que mejor escucha, en caso de que no note diferencia en la audición de ambos oídos se comienza por el derecho. Luego se evalúa el otro oído.
- 4) Finaliza el estudio, obteniendo como resultado dos perfiles audiométricos, uno para cada oído.
- 5) Se almacena el estudio en la base de datos.

Los resultados obtenidos en cada una de las diez pruebas fueron los siguientes:

Audiogramas	Datos
 <p>The audiogram for the male subject shows hearing levels in dB HL on the y-axis (ranging from -10.0 to 80.0) and frequency in Hz on the x-axis (ranging from 250 to 6000). Two lines represent the right and left ears. Both lines show a slight dip at 3000 Hz and 4000 Hz, indicating a mild hearing loss at these frequencies. The hearing levels are generally similar across all frequencies.</p>	<p>Datos de la persona evaluada:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Sexo: Masculino • Edad: 55 años • Problema auditivo: no • ¿Dice que escucha menos de algún oído?: no <p>Se observa una audición similar en ambos oídos con umbral descendido en las frecuencias de 3000 y 4000 Hz. Esto se condice con el proceso natural de pérdida auditiva llamado presbiacusia, que se hace más evidente en las altas frecuencias y a partir de los 50 años.</p>
 <p>The audiogram for the female subject shows hearing levels in dB HL on the y-axis (ranging from -10.0 to 80.0) and frequency in Hz on the x-axis (ranging from 250 to 6000). Two lines represent the right and left ears. Both lines show a slight dip at 3000 Hz and 4000 Hz, indicating a mild hearing loss at these frequencies. The hearing levels are generally similar across all frequencies.</p>	<p>Datos de la persona evaluada:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Sexo: Femenino • Edad: 53 años • Problema auditivo: no • ¿Dice que escucha menos de algún oído?: no <p>Se observa una audición similar en ambos oídos con un pequeño descenso en la frecuencia 3000 y 4000 Hz en el oído izquierdo. La tendencia descendente en las altas frecuencias en el oído izquierdo se condice con el proceso natural de pérdida auditiva presbiacusia, más evidente a partir de los 50 años.</p>

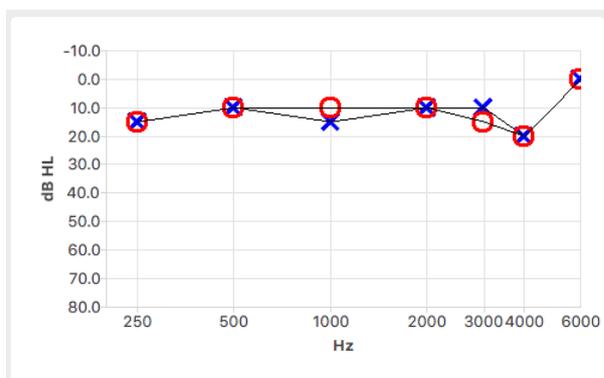
	<p>Datos de la persona evaluada:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Sexo: Masculino • Edad: 51 años • Problema auditivo: no • ¿Dice que escucha menos de algún oído?: escucha menos del oído izquierdo. <p>Se observa una audición despareja en las altas frecuencias, lo cual se condice con lo manifestado por la persona. Esta persona entraría dentro de la población con posible trastorno auditivo, que deberá verificarse por medio de una audiometría de diagnóstico clínico.</p>
	<p>Datos de la persona evaluada:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Sexo: Masculino • Edad: 31 años • Problema auditivo: no • ¿Dice que escucha menos de algún oído?: no <p>Se observa una audición similar y pareja en ambos oídos con un pequeño descenso en la frecuencia 4000 Hz. Esto se concuerda con lo manifestado por la persona evaluada, respecto a la audición pareja.</p>
	<p>Datos de la persona evaluada:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Sexo: Masculino • Edad: 28 años • Problema auditivo: no • ¿Dice que escucha menos de algún oído?: no. <p>Se observa una audición pareja en todo el rango de frecuencias y dentro del límite de audición normal. Esto se condice con la edad y lo manifestado por la persona evaluada respecto a una audición normal e igual en ambos oídos.</p>



Datos de la persona evaluada:

- Sexo: Masculino
- Edad: 27 años
- Problema auditivo: no
- ¿Dice que escucha menos de algún oído?: no.

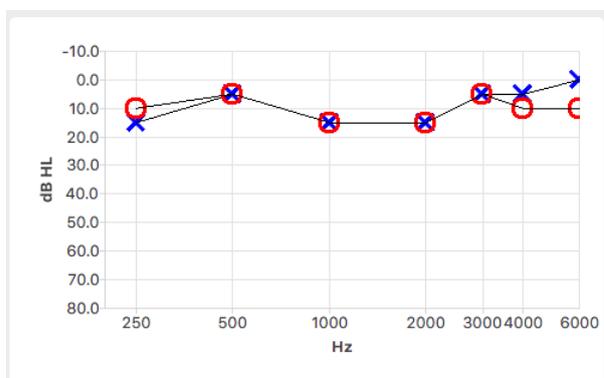
Se observa una audición pareja en todo el rango de frecuencias, con el umbral apenas descendido sobre el límite de audición normal. Esto se condice con lo manifestado por la persona evaluada respecto a una audición igual en ambos oídos.



Datos de la persona evaluada:

- Sexo: Masculino
- Edad: 27 años
- Problema auditivo: no
- ¿Dice que escucha menos de algún oído?: no.

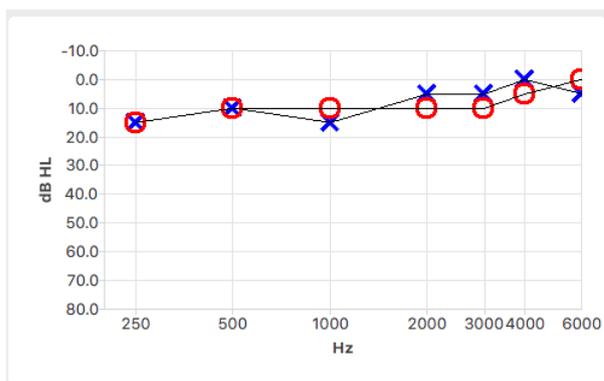
Se observa una audición pareja en todo el rango de frecuencias con una notable sensibilidad en la frecuencia más alta. Los valores se observan dentro del límite de audición normal, esto se condice con la edad y lo manifestado por la persona evaluada respecto a una audición normal e igual en ambos oídos.



Datos de la persona evaluada:

- Sexo: Femenino
- Edad: 23 años
- Problema auditivo: no
- ¿Dice que escucha menos de algún oído?: no.

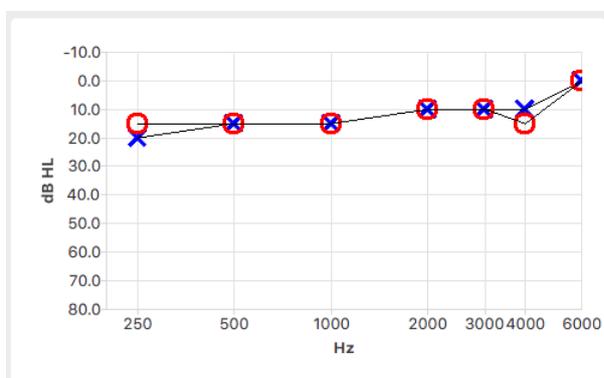
Se observa una audición pareja en todo el rango de frecuencias y dentro del límite de audición normal. Esto se condice con la edad y lo manifestado por la persona evaluada respecto a una audición normal e igual en ambos oídos.



Datos de la persona evaluada:

- Sexo: Femenino
- Edad: 21 años
- Problema auditivo: no
- ¿Dice que escucha menos de algún oído?: no.

Se observa una audición pareja en todo el rango de frecuencias y dentro del límite de audición normal, esto se condice con la edad y lo manifestado por la persona evaluada respecto a una audición normal e igual en ambos oídos.



Datos de la persona evaluada:

- Sexo: Masculino
- Edad: 20 años
- Problema auditivo: no
- ¿Dice que escucha menos de algún oído?: no.

Se observa una audición pareja en todo el rango de frecuencias y dentro del límite de audición normal, con un aumento de sensibilidad en la frecuencia 6000 Hz. Esto se condice con la edad y lo manifestado por la persona evaluada respecto a una audición normal e igual en ambos oídos.

9 Conclusión

En primer lugar se logra alcanzar el objetivo del Proyecto Final de Carrera, desarrollando una aplicación con la cual se pueden realizar estudios audiométricos de screening por vía aérea, mediante las técnicas de Audiometría Tonal y Logoaudiometría. Al ser una aplicación de PC, la portabilidad y la autonomía del mismo están ligadas a las características de la PC donde se instaló. En este caso la aplicación se desarrolló y calibró para ser utilizada en una MacBook Air modelo 2017, totalmente portátil y con una autonomía de aproximadamente 12 hs.

El desarrollo se llevó a cabo en base a los auriculares circumaural Sennheiser modelo HD 280 Pro, como una alternativa viable y de bajo costo a los auriculares de uso profesional en audiometría. Con el uso de estos auriculares es posible prescindir de una cámara sonoamortiguada para la realización de los estudios, aunque si se recomienda que el ambiente sea lo más silencioso posible.

Todo el desarrollo se realizó en base a los requerimientos contemplados en la Norma ANSI-ASA S3.6, para un audiómetro de screening tipo 4, y se agregó la opción de Logoaudiometría (utilizando listas grabadas) y Logometría, aunque estas no se exigen en la norma para este tipo de audiómetro. Con la salvedad de que al momento del cierre, se optó por no incluir el ruido blanco de enmascaramiento que la norma especifica para las Logoaudiometrías tipo C. Aunque el software tiene el potencial para hacerlo, esta decisión se tomó realizando un balance entre su aporte a los estudios de screening, y el costo de desarrollar un algoritmo eficiente que no genere demoras en la reproducción del sonido.

En el caso de las Audiometrías Tonales, si bien la norma no especifica que sea necesario para audiometrías de screening evaluar la frecuencia 250 Hz, esta se incorporó tomando la recomendación de la Fonoaudióloga Naveira Alejandra. Alejandra mencionó que esta frecuencia brinda información útil respecto a la audición del paciente, sobre todo cuando se trata de niños en edad escolar.

Por otro lado, respecto a los estudios de Logoaudiometría, dado que no se efectuó ningún tipo de prueba en pacientes, la técnica debería ser validada del mismo modo que se validaron las pruebas de Audiometría Tonal. No así con los estudios de

Logometría, esta prueba podría no ser validada. Esto se debe a que la misma se realiza a viva voz, sin el uso de material grabado y sin la emisión a través de un micrófono. El tipo e intensidad de sonido dependen exclusivamente del usuario, de modo que durante esta prueba el software funciona simplemente a modo de "recordatorio" de las palabras y para almacenamiento de resultados.

El diseño y desarrollo del sistema de calibración, fue uno de los grandes desafíos del Proyecto. El mismo se llevo a cabo con el fin de crear un proceso reproducible en cualquier PC y auriculares que cumplan con los requisitos mínimos. Consiste en una serie de dos pasos, en primer lugar se calcula la matriz de coeficientes de referencia a partir de las especificaciones de la PC y los auriculares, y luego se la ajusta de forma práctica utilizando algún sistema de calibración de audiómetros profesional. Así, aunque en este Proyecto la calibración se llevó a cabo únicamente para el par MacBook Air modelo 2017 & Sennheiser HD 280 Pro, queda abierta a poder ser instalada y calibrada con otro hardware.

Otro aspecto interesante de concluir, está relacionado a los resultados del proceso de calibración llevado a cabo. Una vez obtenidas las matrices de coeficientes de referencia en la primer etapa del proceso, en la segunda etapa solo fue necesario ajustar los valores correspondientes a las frecuencias de 3000 y 4000 Hz. Esto permite concluir que la matriz de referencia obtenida a partir de los valores de sensibilidad del auricular, realmente coincide con los valores esperados dentro de rango permitido para un audiómetro de screening tipo 4, pudiendo las diferencias deberse a variaciones propias de los instrumentos como el auricular y la PC. Esto permitiría al usuario utilizar la aplicación de screening sin tener que entrar en el segundo paso de la calibración, tomando sus debidas precauciones.

El layout de las vistas, la información contenida en ellas, los comandos y el flujo de trabajo en cada una de las ventanas de la aplicación, se desarrollaron respetando las formas de visualización y funcionamiento aplicadas en audiómetros actualmente presentes en el mercado, con el objetivo de que no resulte una aplicación totalmente extraña al usuario que ya se encuentra familiarizado con otros audiómetros digitales. En un futuro esto permitiría una inserción más rápida del software al mercado.

Con el fin de que la aplicación resulte atractiva y efectiva se sumaron al desarrollo

otros elementos. En una de las primeras reuniones la Fga. Naveira Alejandra, comentó desde el punto de vista de usuario, que sería interesante la posibilidad de comandar los estudios en la aplicación mediante el teclado, en vista de que esto se asemejaría más al manejo de los audiómetros hoy presentes en el mercado. El uso del mouse de una PC resultaría un poco engorroso para estas cuestiones. Es por ello que se incorporó al desarrollo, la posibilidad de comandar los estudios vía teclado.

También con el mismo fin de una aplicación atractiva al usuario, se sumó al desarrollo de la ventana de visualización la posibilidad de comparar estudios, filtrarlos por tipo y descargar los informes en formato PDF. Esto permite que el estudio no sea únicamente visible desde la aplicación, si no también transferible a cualquier otro dispositivo o papel.

Finalizando, considero que a lo largo del Trabajo puse en práctica todos mis conocimientos y habilidades de pensamiento crítico, analizando, entendiendo y evaluando cada una de las situaciones que se presentaron durante el Proyecto. Aún más, con muy poca experiencia previa me adentré en el mundo de la Informática, donde me encontré manejando herramientas de programación y base de datos antes desconocidas. Así también en el mundo de la Fonoaudiología, conociendo su historia y campo de estudio, profundizando temas que abarcan desde la anatomía y fisiología del sistema auditivo, hasta la física del sonido. Todo esto como fruto de mi entusiasmo por aprender, siendo perseverante, investigando áreas desconocidas y experimentando mediante prueba y error el manejo de varias herramientas. Por último, y no menor, fue también enriquecedora la experiencia de interactuar e intercambiar conocimientos con profesionales del área de la Audiología, ya sean Fonoaudiólogos o Ingenieros dedicados a esta área.

Anexo A

A.1 Historia: umbral de referencia de la audición

Originalmente, los umbrales auditivos medidos se expresaban como niveles de presión acústica (Sound Pressure Level - SPL) en relación con un nivel de referencia definido de $20 \mu Pa$. Pero este método directo de mostrar datos audiométricos no prevaleció. A principios de la década de 1920, un Otorrinolaringólogo distinguido, Edmund Prince Fowler, que buscaba un método para expresar la pérdida de audición como un porcentaje, propuso un formato audiométrico en el que el umbral promedio real SPL se definía como el 100% de la "audición normal promedio" en cada frecuencia de prueba. Esto luego se convirtió en unidades de sensación de 0 dB, y finalmente en un nivel de umbral de audición (Hearing Threshold Level - HTL) de 0 dB. Sin embargo, este es un número cuyo nivel de presión acústica correspondiente varía con la frecuencia. Lo que ahora se conoce como 0 dB HL está vinculado a una serie de números SPL que cambian a medida que cambia la frecuencia. Las diversas iteraciones de cuáles deberían ser esos números es la complicada historia de la búsqueda del cero audiométrico [30].

Hasta el año 1935, los médicos tuvieron que calibrar sus propios audiómetros probando a un pequeño número de personas con oídos sanos, promediando esos datos y observando cuál debería ser la corrección en su dial de pérdida auditiva en cada frecuencia de prueba. El problema era mundial, desafortunadamente, nadie sabía cuál debería ser el promedio de SPL en cada frecuencia de prueba, porque nadie podría esperar reunir y encuestar al gran grupo de oyentes necesarios para calcular promedios útiles [30].

Entre los años 1935 y 1936, se sentaron las bases para el origen de los estándares audiométricos de referencia cero. El mismo se basó en una encuesta realizada durante este período, por Willis Beasley, como parte de una encuesta general de salud patrocinada por el Servicio de Salud Pública de EE.UU. Se utilizó un audiómetro Western Electric 2-A con auriculares Western Electric 552-W para registrar umbrales de sensibilidad audiométrica de 4.662 adultos reportados como clínicamente normales, sin antecedentes médicos de enfermedad otológica u otra anomalía. Aunque el

número se redujo al eliminar a las personas cuya sensibilidad auditiva era mayor de 15-20 dB. Los auriculares se calibraron en un "acoplador cerrado de tipo convencional", que se supone que es el NBS (National Bureau of Standards) 9A [13].

En el año 1951, después de la conclusión de la Segunda Guerra Mundial, e inspirados por la Encuesta Beasley, los especialistas en audición del Reino Unido y Japón decidieron realizar su propia encuesta esperando confirmar los resultados de la Encuesta Beasley, pero se sorprendieron al encontrar que sus datos mostraban una mejor sensibilidad de aproximadamente 10 dB en todo el rango de frecuencias.

Este asunto se había convertido en un problema internacional, por lo que en 1964, la Organización Internacional de Normalización (ISO) se reunió en Rapallo, Italia, para elaborar un nuevo estándar internacional (basado francamente en los datos del Reino Unido y Japón). Era conocido como el estándar ISO-64, y tenía la intención de reemplazar el estándar estadounidense que había estado sirviendo como el estándar internacional de facto [30].

Esta información formó las bases de la norma ASA (American Standards Association) de 1951, recientemente renombrada como ANSI (American National Standards Institute), para el nivel de referencia audiométrica cero [13]. Hicieron algunos ajustes menores al estándar ISO-64 basado en los datos de la nueva encuesta estadounidense realizada por Glorig en 1955, y luego publicaron en 1969 un nuevo estándar americano (ANSI-69).

No fue sino hasta 1978 que se publicó el primer método estándar ANSI para la Audiometría Manual de Tono Puro (procedimientos y condiciones de medición) [13].

A.2 Mercado audiómetros Argentina

Actualmente LAE SRL (**Laboratorio de Aplicaciones Electrónicas**) es la empresa líder en el mercado en venta de equipamiento médico auditivo en Argentina.

LAE (Laboratorio de Aplicaciones Electrónicas) se dedica a la comercialización y atención post-venta de equipamiento audiológico desde sus inicios en 1958, siendo el proveedor existente más antiguo y de mayor trayectoria en Argentina. Hoy en día está presente en casi todos los hospitales públicos y privados del país.

Desde sus orígenes, LAE ha representado la marca danesa líder mundial en equipos audiológicos **Interacoustics AS**, con la venta de audiómetros Kamplex y Kamplex Interacoustics (Figura A.1). Al día de la fecha, también la empresa **GAES** distribuye audiómetros Interacoustics en Argentina y en varios puntos del mundo. GAES es una compañía multinacional líder en el sector de la corrección auditiva, que lleva 70 años diseñando, produciendo, distribuyendo y comercializando audífonos.

Por otro lado, **Auditron**, es otra de las empresas presentes en Argentina, como distribuidora de equipamiento audiológico. Actualmente distribuye en Argentina las marcas:

- GSI – Grason Stadler Inc.,
- MAICO y
- Grace Medical.

MAICO Diagnostics es una empresa de los Estados Unidos, fundada en el Estado de Minnesota. Reconocida internacionalmente por haber diseñado el primer instrumento para examinar la audición con un “nivel de referencia cero”, haciendo posible por primera vez la medición precisa de la pérdida de audición. En Argentina, gran cantidad de Fonoaudiólogos adhirieron a esta marca desde punto de vista de los audiómetros portátiles (Figura A.2).

VOX&SON - Audiología es otra empresa que desde 1991 está dedicada en forma exclusiva a la rehabilitación de personas con discapacidades auditivas y a la provisión de los equipos necesarios para el diagnóstico integral, tanto de la audición como del equilibrio. VOX&SON es representante oficial en Argentina de las empresas danesas **GN Resound**, líder mundial en el desarrollo e investigación de soluciones auditivas,

y **GN Otometrics**, fabricante de los destacados equipos de diagnóstico audiológico y vestibular **Madsen**, **ICS** y **Aurical**.

Por último, **LADIE Audiología** es la única empresa Argentina, ubicada en ciudad de La Plata, que fabrica y vende equipamiento audiológico desde 1978. Esta marca no tuvo buena adhesión al mercado argentino, con pocas ventas y en su mayoría a Fonoaudiólogos que se desempeñan en el sector privado, además de algunos hospitales de La Plata y provincia de Buenos Aires.



Figura A.1: Audiómetro Kamplex, Clinical Audiometer AC 30, instalado en el Hospital Zubizarreta.



Figura A.2: Audiómetro MA 41, portátil y ligero [31].

A.3 Anatomía sistema auditivo

A.3.1 Oído externo

El oído externo es la estructura auditiva más visible. Esta compuesta principalmente por dos estructuras anatómicas.

En primer lugar el pabellón auricular, es la porción visible del oído externo. Esta es una estructura cartilaginosa que está unida a la superficie lateral del hueso temporal. Aunque existen algunas variaciones de forma entre los individuos, las características principales del pabellón auricular están etiquetadas en la Figura A.3.

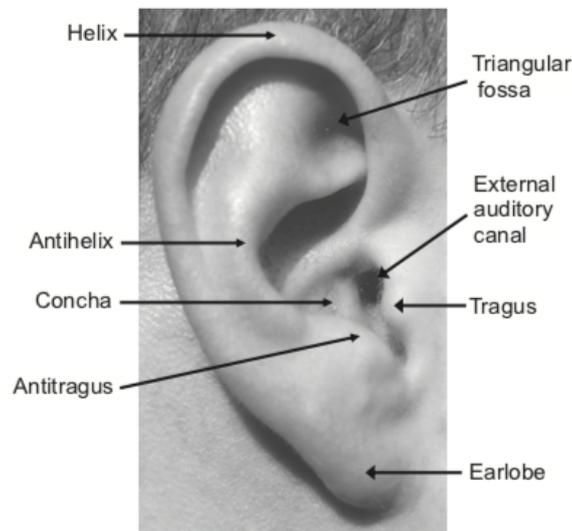


Figura A.3: Pabellón auricular [11].

El canal auditivo externo es la otra parte del oído externo. Este canal que conecta el pabellón auricular con la membrana timpánica (tímpano) del oído medio, es algo curvo y tiene aproximadamente unos 25 mm de longitud [11].

En la Figura A.4 se muestra una sección del canal auditivo externo, donde se puede observar que una mitad del canal está formada por cartílago y es continua con el pabellón auricular, mientras que la otra mitad está formada por hueso y cubierta de piel. En la mitad externa del canal hay pequeñas vellosidades, así como glándulas que producen cerumen. Ambos en conjunto tienen como función, ayudar a proteger y mantener limpio el canal auditivo.

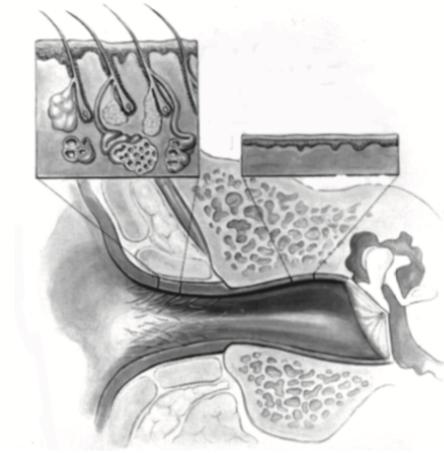


Figura A.4: Canal auditivo externo [11].

A.3.2 Oído medio

El oído medio es una pequeña cavidad llena de aire que está limitada lateralmente por la membrana timpánica (tímpano) y medialmente por la cóclea. La cavidad del oído medio alberga los huesecillos, una serie de tres huesos conocidos como Yunque, Estribo y Martillo, que son los huesos más pequeños del cuerpo humano.

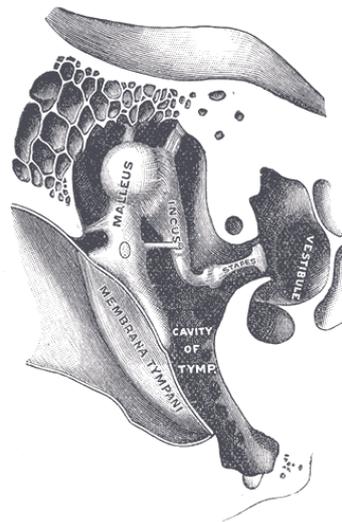


Figura A.5: Huesecillos del oído medio: Yunque, Estribo y Martillo [32].

Los huesecillos están conectados entre sí como articulaciones sinoviales y tienen como objetivo conectar la membrana timpánica con la ventana oval, formando una cadena (cadena osicular) que se encarga de transferir las vibraciones originadas por la onda sonora en el tímpano. El funcionamiento de esta cadena se inicia a partir del martillo. El martillo posee cabeza, cuello, mango y una apófisis corta. A través de su mango se

halla unido a la membrana timpánica. De él parten los ligamentos timpanomaleolares anterior y posterior que dividen a la membrana timpánica en pars flácida y pars tensa (Figura A.6). En su extremo opuesto, el martillo, se une con el yunque. De manera que, siempre que el martillo se mueve, el yunque se mueve al unísono. La cabeza del martillo se articula con el cuerpo del yunque, y éste a través de su apófisis larga se articula con la cabeza del estribo. Al mismo tiempo, la platina del estribo se apoya en la abertura de la ventana oval, donde los sonidos son transmitidos al oído interno.

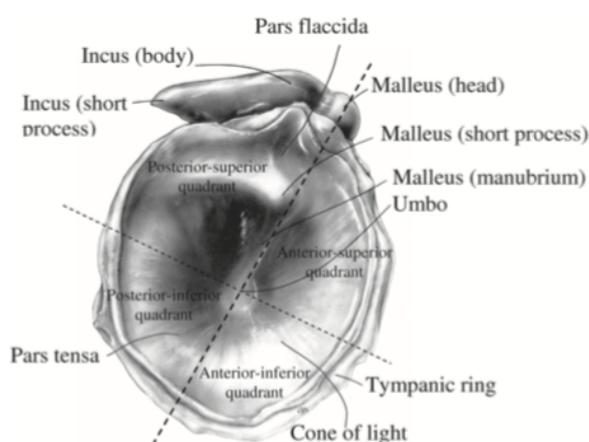


Figura A.6: Membrana timpánica o tímpano [11].

Existen dos músculos asociados a los huesecillos del oído que amortiguan y revisten los movimientos de la cadena osicular: el músculo del estribo o músculo estapedio y el músculo tensor del tímpano (Figura A.7). Ambos protegen el oído interno de ruidos intensos y súbitos que pueden causar lesiones. Cuando un sonido fuerte (> 80 dB) es detectado por la cóclea, la información se transmite a los núcleos del tronco cerebral y mediante un arco reflejo neural se controla la contracción de estos músculos. Esta contracción incrementa la rigidez de la cadena osicular, lo que limita su amplitud de desplazamiento para las frecuencias bajas y medias reduciendo así la energía transmitida al oído interno. Por el contrario, este reflejo no protege al oído en los estímulos de frecuencias altas.

Por último, la trompa de Eustaquio, es un tubo cartilaginoso que conecta desde el espacio del oído medio hasta la nasofaringe, tal cual se observa en la Figura A.8. Su función es controlar la presión dentro del oído medio, para proteger sus estructuras ante cambios bruscos y equilibrar las presiones a ambos lados del tímpano, además

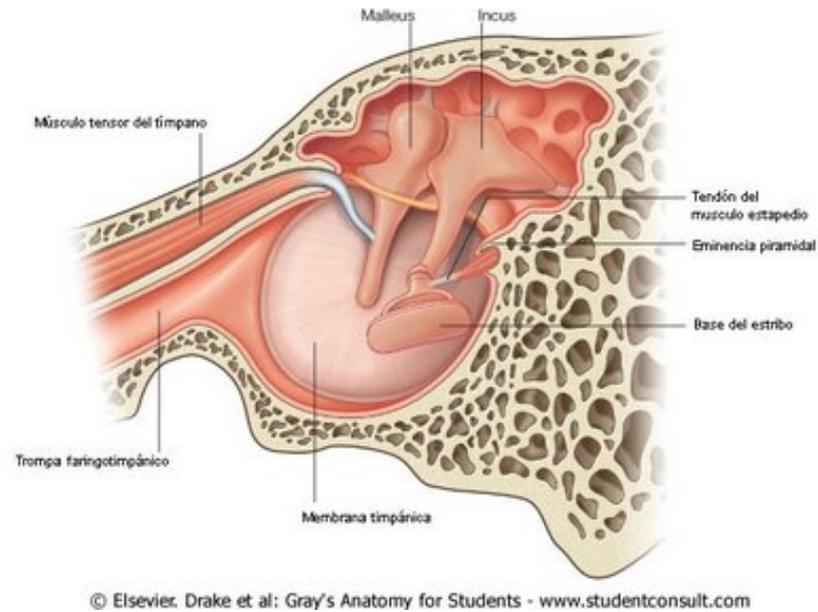


Figura A.7: Partes del oído medio: músculo del estribo o estapedio, músculo tensor del tímpano, tímpano y huesecillos [33].

de ventilar adecuadamente el oído medio. Este tubo está normalmente cerrado, pero se abre (por el músculo tensor del velo del paladar) al masticar y tragar. Los bebés y los niños pequeños tienen diferencias de desarrollo en la forma y la función de la trompa de Eustaquio, lo cual es una razón principal de infecciones del oído en niños pequeños.

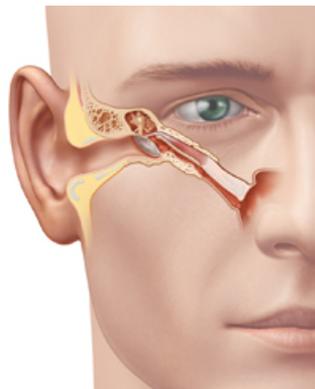


Figura A.8: Conexión entre el oído medio y la nasofaringe por medio de la trompa de Eustaquio [34].

A.3.3 Oído interno

El oído interno se localiza en el cráneo, en la pirámide petrosa o peñasco del hueso temporal que dispone de una oquedad llamada laberinto óseo. Tiene dos partes bien diferenciadas: la cóclea (laberinto anterior) y sistema vestibular (laberinto posterior).

La cóclea (o caracol) es un conducto casi circular enrollado en espiral (de ahí su nombre) unas 2,75 veces sobre sí mismo, de unos 35 mm de largo y unos 1,5 mm de diámetro como promedio [35]. En la cóclea se realiza la transformación de la energía mecánica producida por las ondas sonoras en impulsos nerviosos. Este órgano en forma de tubo enrollado posee tres cavidades (también llamadas: laberintos, rampas o escalas) longitudinales (laberinto timpánico, laberinto vestibular y laberinto medio) separadas por dos membranas (la membrana basilar y la membrana de Reissner). El laberinto vestibular se relaciona con la ventana oval y el laberinto timpánico limita con la ventana redonda. Ambos conductos comunican abiertamente en el vértice del caracol o helicotrema.

En la Figura A.9 se observa un esquema del sistema oído externo, medio e interno con la cóclea desenrollada, y en la Figura A.10 se representa un corte transversal del interior de la cóclea, donde son visibles los laberintos y membranas. A su vez, los laberintos están llenos de líquido: perilinfa en los laberintos vestibular y timpánico, y endolinfa en el laberinto coclear. Estos líquidos desempeñan un papel fisiológico doble: contribuyen a la activación de las células ciliadas cocleares y vestibulares por la transmisión de la señal mecánica y participan en la transformación de esta señal en un mensaje nervioso al poner en marcha fenómenos moleculares entre los líquidos y las células ciliadas [36].

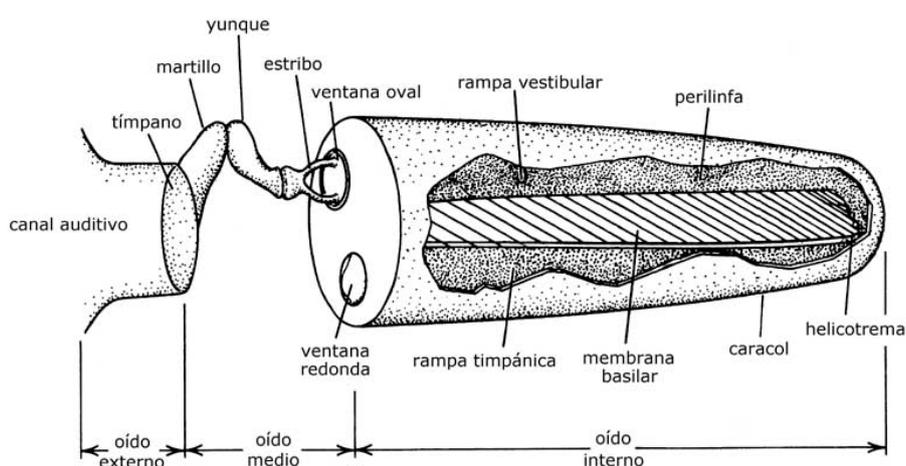


Figura A.9: Esquema del sistema auditivo periférico con la cóclea desenrollada [35].

La membrana basilar se deforma como producto del movimiento del fluido linfático dentro de la cóclea. El punto de mayor amplitud de oscilación de la membrana basilar

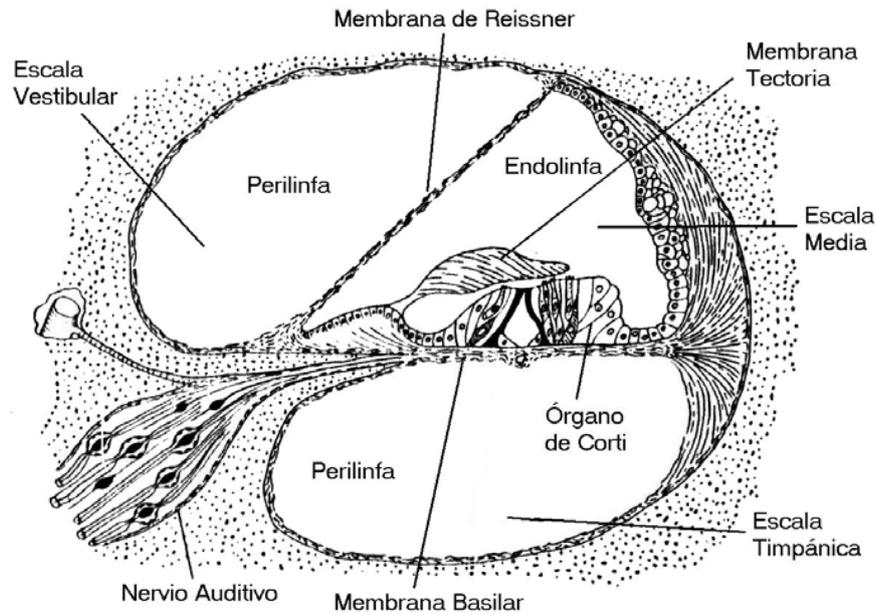


Figura A.10: Corte transversal de la cóclea, donde pueden distinguirse las tres secciones en las cuales se divide, así como la ubicación del órgano de Corti y la membrana basilar [37].

varía en función de la frecuencia del sonido que genera su movimiento, produciendo así la información necesaria para la percepción del sonido. Las frecuencias más altas son procesadas en el sector de la membrana basilar más cercano al oído medio y las más bajas en su sector más lejano (cerca del helicotrema), tal como se muestra en la Figura A.11. La cantidad de células ciliares estimuladas (deformadas) y la magnitud de dicha deformación determinarían la información acerca de la intensidad de ese sonido.

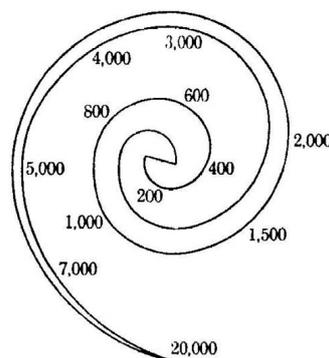


Figura A.11: Ubicación de la zona de respuesta de frecuencias sobre la membrana basilar [35].

El órgano de Corti es el órgano receptor de la audición que descansa sobre la membrana basilar generando impulsos nerviosos como respuesta a la vibración de la misma. Los

auténticos receptores sensoriales de este órgano son dos tipos de células nerviosas llamadas células ciliadas: una sola hilera de células ciliadas internas, y entre 3 y 4 hileras de células ciliadas externas (Figura A.12). Las bases y los lados de las células ciliadas entablan sinapsis con una red de terminaciones nerviosas cocleares, que terminan estimulando al nervio auditivo.

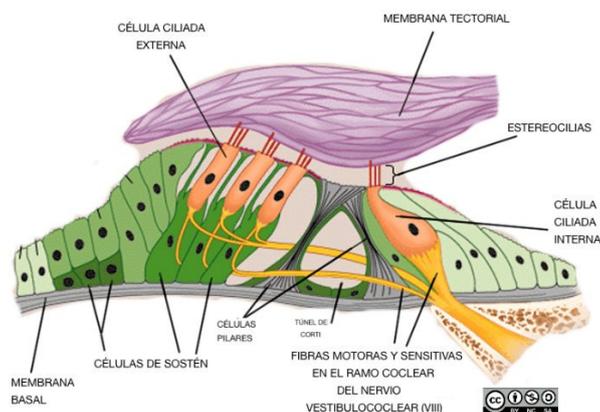


Figura A.12: Representación del órgano de Corti [38].

Por último, el laberinto vestibular, tiene la función de percibir la posición del cuerpo en el espacio y mantener el equilibrio. Está formado por los conductos semicirculares y una cámara, el vestíbulo, que se divide en dos partes que se llaman utrículo y sáculo.

A.3.4 Octavo nervio craneal

El nervio auditivo, también llamado nervio vestibulococlear o nervio estatoacústico, es el octavo de los doce nervios craneales. Es un nervio aferente de tipo sensorial, responsable del equilibrio y la función auditiva. Este par se divide en dos nervios, el acústico y el vestibular, con funciones bien diferenciadas: el primero se encarga de la audición y el segundo de la regulación del equilibrio (Figura A.13).

A.3.5 Sistema auditivo central

El sistema auditivo central está formado por las 30.000 neuronas que conforman los nervios auditivos y se encargan de transmitir los impulsos eléctricos al cerebro para su procesamiento, y los sectores del cerebro dedicados a la audición.

La corteza auditiva primaria es la región del cerebro humano responsable del procesamiento de la información auditiva. Se localiza en el lóbulo temporal y esta conformada por las áreas de Brodmann 21, 22, 41 y 42.

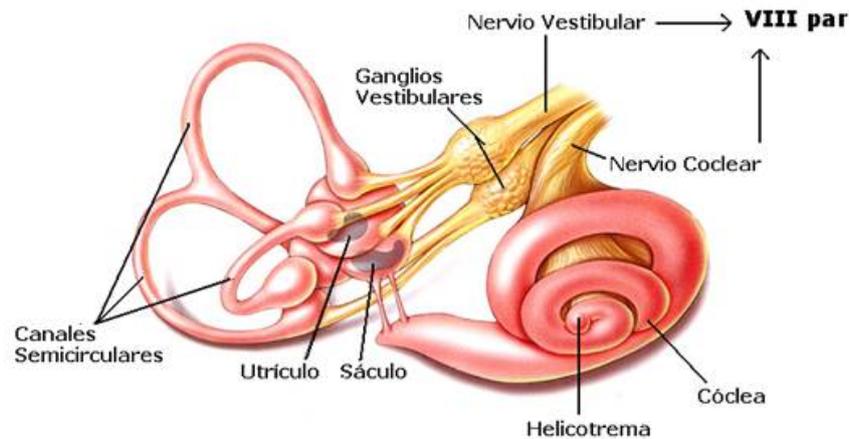


Figura A.13: División del octavo nervio craneal a la altura del oído en nervio craneal y auditivo [39].

A través de los nervios acústicos, el cerebro recibe patrones que contienen la información característica de cada sonido y los compara con otros almacenados en la memoria (la experiencia pasada) para poder identificarlos. Aunque la información recibida no se corresponda con la información que la memoria tiene almacenada, el cerebro intentará igualmente adaptarla a algún patrón que le sea conocido, al que considere que más se le parece [40].

Aparentemente existirían en el cerebro al menos tres niveles diferenciados de procesamiento de los datos que transmiten los nervios acústicos. En un primer nivel el cerebro identifica el lugar de procedencia del sonido (asociación de lugar, localización). En un segundo nivel el cerebro identifica el sonido propiamente dicho, es decir, sus características tímbricas. Recién en un nivel posterior se determina las propiedades temporales de los sonidos, es decir su valor funcional a partir de su ubicación en el tiempo y su relación con otros sonidos que lo preceden y lo suceden, hecho de particular importancia en sistemas acústicos de comunicación como el habla (la lengua hablada) o la música [40].

A.4 Pérdida auditiva

A.4.1 Causas de la pérdida auditiva

Las causas pueden ser congénitas o adquiridas.

Por un lado, las causas congénitas pueden determinar la pérdida de audición en el momento del nacimiento o poco después obedeciendo a factores hereditarios y no hereditarios, o a complicaciones durante el embarazo y el parto. Las causas congénitas más importantes, según la Organización Mundial de la Salud, son:

- rubéola materna, sífilis u otras infecciones durante el embarazo;
- bajo peso al nacer;
- asfixia del parto (falta de oxígeno en el momento del parto);
- uso inadecuado de ciertos medicamentos como aminoglucósidos, medicamentos citotóxicos, antipalúdicos y diuréticos;
- ictericia grave durante el período neonatal, que puede lesionar el nervio auditivo del recién nacido.

Por otro lado, las causas adquiridas pueden provocar la pérdida de audición a cualquier edad. Según la Organización Mundial de la Salud, algunas de las causas más comunes son:

- algunas enfermedades infecciosas, como la meningitis, el sarampión y la parotiditis;
- la infección crónica del oído;
- la presencia de líquido en el oído (otitis media);
- el uso de algunos medicamentos, como los empleados para tratar las infecciones neonatales, el paludismo, la tuberculosis farmacorresistente y distintos tipos de cáncer;
- los traumatismos craneoencefálicos o de los oídos;
- la exposición al ruido excesivo, por ejemplo en entornos laborales en los que se trabaja con maquinaria ruidosa o se producen explosiones;
- la exposición a sonidos muy elevados durante actividades recreativas, como el uso de aparatos de audio personales a un volumen elevado durante períodos prolongados de tiempo, o en bares, discotecas, conciertos y acontecimientos deportivos;

- el envejecimiento, en concreto la degeneración de las células sensoriales (conocido como presbiacusia); y
- la obstrucción del conducto auditivo producida por cerumen o cuerpos extraños.

A.4.2 Consecuencias de la pérdida auditiva

La pérdida auditiva abarca desde consecuencias funcionales, hasta consecuencias sociales y emocionales. En primer lugar, una de las principales consecuencias de la pérdida de audición es la limitación de la capacidad de la persona para comunicarse con los demás. Los problemas de comunicación tienen efectos importantes en la vida cotidiana y generan soledad, aislamiento y frustración, sobre todo en las personas mayores [3].

En referencia a los niños, la pérdida de audición y las enfermedades del oído desatendidas, tienen efectos muy perjudiciales en el rendimiento escolar. Las personas afectadas suelen tener mayores índices de fracaso escolar y necesitan más asistencia educativa y profesional [3].

En los países en desarrollo, los niños con pérdida de audición y sordera rara vez son escolarizados. Asimismo, entre los adultos con pérdida de audición la tasa de desempleo es mucho más alta. Una gran proporción de los que tienen empleo ocupan puestos de categoría inferior en relación con la fuerza de trabajo en general [3].

La Organización Mundial de la Salud calcula que los casos desatendidos de pérdida de audición representan un coste mundial anual de 750.000 millones de USD. Dicha cifra incluye los costes del sector sanitario (excluyendo el coste de los dispositivos de ayuda a la audición), los costes del apoyo educativo, la pérdida de productividad y los costes sociales.

A.5 Sennheiser HD 280 Pro

A continuación en la Figura A.14 se presenta la tabla con los datos técnicos de auricular Sennheiser HD 280 Pro, proporcionados por el fabricante Sennheiser en conjunto con otro de los modelos del mismo fabricante (HD 280 Silver).

	HD 280 pro HD 280 silver
Clasificación (según IEC 268-7)	268-7-IEC-DCSC-64R0-2
Principio transductor	dinámico
Impedancia (según IEC 268-7)	64 Ω
Potencia de entrada permanente (según IEC 268-7)	0,5 W
Acoplamiento al oído	recubre el oído
Gama de transmisión (-10 dB respecto a 1 kHz)	8 Hz – 25 kHz
Nivel de presión sonora	102 dB (según IEC 268-7) 113 dB / 1 V _{RMS}
Insonorización	máx. 32 dB
Factor de distorsión (a 1 kHz, 100 dB SPL)	< 0,1 %
Peso	aprox. 285 g
Fuerza de apriete del estribo	aprox. 6 N
Largo del cable espiraliforme	mín. 1 m máx. 3 m

Figura A.14: Datos técnicos del auricular HD 280 Pro, proporcionados por el fabricante Sennheiser [41].

A.6 Generador de tonos puros

A continuación se exhibe el fragmento de código desarrollado en el aplicativo AudITBA encargado de generar la señal sonora: un tono de frecuencia e intensidad determinada.

```
// Wave generator
QByteArray *byteBuffer = new QByteArray ();
byteBuffer->resize(size);

int BytesPerSample = formatAudio.sampleSize()/8;
int BytesPerFrame = formatAudio.sampleSize()/4;
int z = 0;
for (int i = 0; i <n; i=i+2) {
    float sinVal = static_cast<float>(coef * qSin(2.0*M_PI*freq*z/sampleRate));
    char *ptr = reinterpret_cast<char*>(&sinVal);
    int j=0;
    z=z+1;
    if (ear == 'L') {
        while (j<BytesPerFrame) {
            if (j<BytesPerSample) {
                (*byteBuffer)[i*BytesPerSample + j] = *(ptr);
                j=j+1;
                ptr=ptr+1;
            } else {
                (*byteBuffer)[i*BytesPerSample + j] = 0;
                j=j+1;
            }
        }
    } else if (ear == 'R') {
        while (j<BytesPerFrame) {
            if (j<BytesPerSample) {
                (*byteBuffer)[i*BytesPerSample + j] = 0;
                j=j+1;
            } else {
                (*byteBuffer)[i*BytesPerSample + j] = *(ptr);
                j=j+1;
                ptr=ptr+1;
            }
        }
    }
}

// Buffer Tone
bufferTone = new QBuffer(byteBuffer);
```

A.7 Archivo de audio WAV

A.7.1 Formato WAV

La codificación de audio PCM (forma estándar de audio digital en computadoras) se encuentra comúnmente en formatos WAV o AIFF. Estos son dos tipos de formato de audio de Microsoft y Apple respectivamente, para los mismos datos PCM.

Puntualmente WAV es una variante del formato RIFF (Resource Interchange File Format), método para almacenamiento en "paquetes". Estos archivos son un formato contenedor que permite almacenar datos de audio en varios formatos de muestra.

El formato de muestra más común es el entero PCM. Estos son datos de muestra sin comprimir ni procesar donde cada muestra es un número entero. Del mismo modo, los datos PCM se pueden definir utilizando un valor de punto flotante para cada muestra, aunque técnicamente se considera un formato de audio diferente.

Un archivo RIFF, se divide en varios "chunks" o fragmentos de datos. Cada fragmento tiene un encabezado de 8 bytes que contiene un código identificador de 4 bytes y un campo de tamaño de 4 bytes, además del cuerpo:

- Código identificador (4 bytes): cada byte se interpreta como un carácter ASCII, formando una cadena legible. Por ejemplo, 0x52 0x49 0x46 0x46 (es decir, "RIFF").
- Campo de tamaño (4 bytes): indica el tamaño del cuerpo del fragmento en cuestión.
- Cuerpo: se encuentran los datos correspondientes al fragmento en cuestión. A su vez en el cuerpo, contiene fragmentos secundarios anidados, si la especificación de ese fragmento lo permite.

El archivo WAV consta de un único fragmento "RIFF", que contiene todos los datos del archivo. El cuerpo del fragmento RIFF comienza con un código de formato "WAVE" indicando que los fragmentos secundarios son para un archivo WAV.

Los fragmentos secundarios necesariamente contenidos son:

- Fragmento de formato: código de formato "fmt "
- Fragmento de datos: código de formato "data".

Esta estructura de paquete para los archivos WAV se observa de forma clara en la Figura A.15.

Además, si el código de formato en el fragmento "fmt " no es 1 (Integer PCM format), entonces el fragmento "RIFF" también debe contener un fragmento "fact". Siendo que la aplicación solo acepta archivos WAV con 32 bit de profundidad, donde el código de formato es 3 (Float PCM format), es necesario tener en cuenta el fragmento "fact" a la hora de decodificar el archivo de audio.

En la tabla de la Figura A.16 se observa en detalle la información del archivo de audio contenida en cada fragmento.

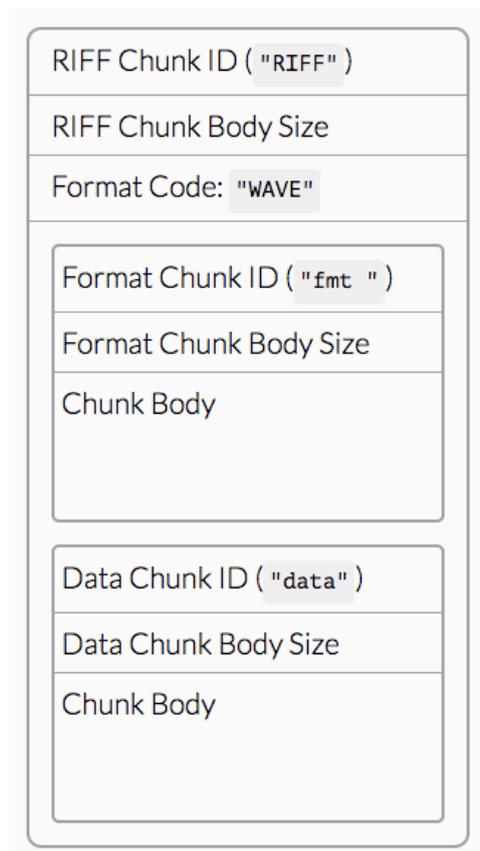


Figura A.15: Estructura de formato de Audio WAV [42].

Field	Length	Contents
ckID	4	Chunk ID: "RIFF"
cksize	4	Chunk size: $4 + 26 + 12 + (8 + M*N_c*N_b + (0 \text{ or } 1))$
WAVEID	4	WAVE ID: "WAVE"
ckID	4	Chunk ID: "fmt ";
cksize	4	Chunk size: 18
wFormatTag	2	Format code
nChannels	2	N_c
nSamplesPerSec	4	F
nAvgBytesPerSec	4	$F*M*N_c$
nBlockAlign	2	$M*N_c$
wBitsPerSample	2	$8*M$ (float data) or 16 (log-PCM data)
cbSize	2	Size of the extension: 0
ckID	4	Chunk ID: "fact"
cksize	4	Chunk size: 4
dwSampleLength	4	N_c*N_b
ckID	4	Chunk ID: "data"
cksize	4	Chunk size: $M*N_c*N_b$
sampled data	$M*N_c*N_b$	N_c*N_b channel-interleaved M -byte samples
pad byte	0 or 1	Padding byte if $M*N_c*N_b$ is odd

Figura A.16: Estructura de formato de Audio WAV formato float PCM [43].

A.7.2 Decodificación audio WAV

A continuación se exhibe el fragmento de código desarrollado en el aplicativo AudITBA encargado de decodificar la señal de audio WAV, para ser luego reproducida a una intensidad determinada.

```
bool WavFile::readFile(){
    //header Header;
    audio_file.read(Header.ChunkId, sizeof(Header.ChunkId)); // "RIFF"
    audio_file.seek(8);
    audio_file.read(Header.Format, sizeof(Header.Format)); // "WAVE"

    //fmt FMT;
    audio_file.seek(12);
    audio_file.read(FMT.Subchunk1ID, sizeof(FMT.Subchunk1ID)); // "fmt "
    audio_file.seek(20);
    audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&FMT.AudioFormat),
        sizeof(FMT.AudioFormat)); // PCM = 3
    audio_file.seek(22);
    audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&FMT.NumChannels),
        sizeof(FMT.NumChannels));

    if ((memcmp(Header.ChunkId, "RIFF", 4) == 0 || memcmp(Header.ChunkId, "RIFX", 4))
        && memcmp(Header.Format, "WAVE", 4) == 0
        && memcmp(FMT.Subchunk1ID, "fmt_", 4) == 0
        && (FMT.AudioFormat == 3))
        //WAVE_FORMAT_IEEE_FLOAT uncompressed data in floating-point format
    {
        // Continious reading
        /* Header */
        audio_file.seek(4);
        audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&Header.ChunkSize),
            sizeof(Header.ChunkSize));

        /* FMT */
        audio_file.seek(16);
        audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&FMT.Subchunk1Size),
            sizeof(FMT.Subchunk1Size));
        audio_file.seek(24);
        audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&FMT.SampleRate),
            sizeof(FMT.SampleRate));
        audio_file.seek(28);
        audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&FMT.ByteRate),
```

```

        sizeof(FMT. ByteRate));
audio_file.seek(32);
audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&FMT. BlockAlign),
        sizeof(FMT. BlockAlign));
audio_file.seek(34);
audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&FMT. BitsPerSample),
        sizeof(FMT. BitsPerSample));

audioFormat.setCodec("audio/pcm");
audioFormat.setChannelCount(qFromLittleEndian<quint16>(FMT. NumChannels));
audioFormat.setSampleRate(int(qFromLittleEndian<quint32>(FMT. SampleRate)));
audioFormat.setSampleSize(qFromLittleEndian<quint16>(FMT. BitsPerSample));
audioFormat.setSampleType(QAudioFormat::Float);
audioFormat.setByteOrder(QAudioFormat::LittleEndian);

if (FMT.Subchunk1Size == 16) {
    /* Data */
    audio_file.seek(36);
    audio_file.read(Data.Subchunk2ID, sizeof(Data.Subchunk2ID));
    audio_file.seek(40);
    audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&Data.Subchunk2Size),
        sizeof(Data.Subchunk2Size));
    dataPosition = 44;
    return true;
} else if (FMT.Subchunk1Size == 18) {
    audio_file.seek(36);
    audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&FMT. ExtensionSize),
        sizeof(FMT. ExtensionSize));

    /* Data */
    audio_file.seek(38);
    audio_file.read(Data.Subchunk2ID, sizeof(Data.Subchunk2ID));
    audio_file.seek(42);
    audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&Data.Subchunk2Size),
        sizeof(Data.Subchunk2Size));
    dataPosition = 46;

    return true;
} else {
    return false;
}

} else {
    QMessageBox::warning(0, "Archivo", "El_archivo_" + audio_file.fileName())

```

```
    + "_no_es_compatible.");  
    return false;  
}  
}
```

A.7.3 Normalización archivo WAV

A continuación se exhibe el fragmento de código desarrollado en el aplicativo AudITBA encargado de normalizar la señal de audio WAV, con el objetivo de llevar todas las señales sonoras a ocupar todo el rango de voltaje de la placa de sonido.

```
QByteArray SpeechAudiometryWidget::normalizeAudio(WavFile *currentWord ,
    unsigned int dataPosition , double coef , unsigned int len) {
    unsigned short int BytesPerSample = (currentWord->FMT.BitsPerSample / 8);
    QList<float> values;
    float max = 0;
    for (unsigned int i=0; i<len; i=i+BytesPerSample) {
        float current;
        currentWord->audio_file.seek(dataPosition+i);
        currentWord->audio_file.read(reinterpret_cast<char*>(&current) ,
            sizeof(current));
        current = qFromLittleEndian<float>(current);
        values.append(current);
        if (qAbs(current)>qAbs(max)) {
            max = current;
        }
    }
    QByteArray *bytesNormalAudio = new QByteArray();
    for (int i = 0; i<values.length(); i++) {
        float normal_sample = values[i]*static_cast<float>(coef)/max;
        char *ptr = reinterpret_cast<char*>(&normal_sample);
        for (int k = 0; k<BytesPerSample; k++) {
            (*bytesNormalAudio).append(*(ptr));
            ptr = ptr+1;
        }
    }
    return *bytesNormalAudio;
}
```

Referencias

- [1] "Specification for audiometers," American National Standards Institute (ANSI), Acoustical Society of America (ASA), American National Standard, Nov. 2010.
- [2] A. Naveira, "Aspectos audiológicos y audiometría tonal," 2019.
- [3] OMS. (2019) Sordera y pérdida de la audición. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>
- [4] D. G. Blazer, S. Domnitz, and C. T. Liverman, *Hearing Health Care for Adults*, 1st ed. Washington DC: The National Academies Press, 2016.
- [5] OPS. (2014) Muchos países carecen de la capacidad para prevenir y tratar la pérdida de audición. [Online]. Available: https://www.paho.org/hq/index.php?option=com_content&view=article&id=9345:2014-many-countries-lack-capacity-prevent-treat-hearing-loss&Itemid=135&lang=es
- [6] OPS. (2018) Muchas de las causas de la pérdida de audición son prevenibles. [Online]. Available: https://www.paho.org/arg/index.php?option=com_content&view=article&id=10207:muchas-de-las-causas-de-la-perdida-de-audicion-son-prevenibles&Itemid=227
- [7] J. A. Aguirre, "Orígenes de la Fonoaudiología en la Argentina," 2015.
- [8] P. Natalia, "Historia de la carrera de especialista en fonoestomatología de la Universidad de Buenos Aires (de las originarias prácticas al posgrado)," *Revista de Historia de la Medicina y Epistemología Médica. Departamento de humanidades médicas*, vol. 2, 2018.
- [9] ASALFA. (2019) ASALFA - Reseña histórica de la Fonoaudiología en la Argentina. [Online]. Available: <https://www.asalfa.org.ar/institucional/historia>
- [10] M. R. González, "Aplicación de las nuevas tecnologías en audiómetros de tonos puros de altas prestaciones," Ph.D. dissertation, Universidad Politécnica de Madrid, 2002.
- [11] K. Steven and B. David K., *Audiology Science to Practice*, 3rd ed. San Diego, CA: Plural Publishing, 2019.
- [12] C. S. Nieto, *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*, 2nd ed. Editorial Médica Panamericana, 2015.
- [13] W. Staab, "Hearing testing history: Western Electric 2-A Audiometer," *Canadian Audiologist*, vol. 2, pp. 1–5, 2015.
- [14] J. Jerger, *Audiology in the USA*. Plural Publishing, 2009.
- [15] G. D. Sebastian, *Audiología Práctica*, 5th ed. Editorial Médica Panamericana, 1999.
- [16] Sensor ultrasónico, midiendo la distancia en un sistema de aparcamiento. [Online]. Available: <https://programarfacil.com/blog/arduino-blog/sensor-ultrasonico-arduino-medir-distancia/>

- [17] (2018) Campo auditivo humano. [Online]. Available: <http://www.cochlea.org/es/sonidos/campo-auditivo-humano>
- [18] S. Lucía, “Una nueva mirada sobre la listas de palabras fonéticamente balanceadas,” 2012.
- [19] A. J. C. Aguilera, J. E. Higuera, and C. M. R. González, “La audiometría de tonos puros por conducción aérea en la consulta de enfermería del trabajo,” 5 2012.
- [20] MED-EL. (2019) Air conduction vs. bone conduction: Candidacy guide for bone conduction systems. [Online]. Available: <https://blog.medel.pro/bone-conduction-candidacy-audiogram/>
- [21] (2016) Audiometría verbal: Logoaudiometría - test de umbrales logoaudiométricos. [Online]. Available: <http://audiologiaacademica.blogspot.com/2014/11/audiometria-verbal-logoaudiometria-test.html>
- [22] (2014) Audiometría: Búsqueda de umbrales auditivos por vía aérea. [Online]. Available: <http://audiologiaacademica.blogspot.com/2014/09/audiometria-busqueda-de-umbrales.html>
- [23] (2019) Audiometric Earphones TDH-39P Telephonics. [Online]. Available: <https://www.evident-shop.de/en/kopfhorer-tdh39-komplett-ohraufliegender-luftleitungshorer-tdh39.html>
- [24] (2019) Sennheiser HDA 200 Audiometric Headphones new in box for audiometer. [Online]. Available: <https://tronicsgeek.com/product/sennheiser-hda-200-audiometric-headphones-new-in-box-for-audiometer/>
- [25] (2019) The DD450. [Online]. Available: <https://www.radioear.us/products/air-transducers>
- [26] (2019) HD 280 PRO. [Online]. Available: <https://en-us.sennheiser.com/hd-280-pro>
- [27] C. C. Smull, B. Madsen, and R. H. Margolis, “Evaluation of two circumaural earphones for audiometry,” 2 2018.
- [28] “Audiometer Calibration,” Larson Davis. A PCB Piezotronics Div., Manual.
- [29] “Larson Davis AEC201 Ear Simulator,” Larson Davis. A PCB Piezotronics Div., Technical Reference Manual.
- [30] J. Jeger. (2019) The quest for audiometric zero. [Online]. Available: <http://www.hearingreview.com/2019/06/quest-audiometric-zero/>
- [31] (2019) Auditron - MAICO. [Online]. Available: <http://auditron.com.ar/es/profesionales/maico/>
- [32] H. Gray, *Anatomy of the Human Body*, 20th ed. Lea and Febiger, 1918.
- [33] (2019) Audiología didáctica para estudiantes. [Online]. Available: <http://audiologiaacademica.blogspot.com/2013/07/anatomia-del-oido-oido-medio.html>

-
- [34] (2019) Disfunción de la trompa de eustaquio. [Online]. Available: <https://www.shmedical.net/es/Sistema-Tubavent>
- [35] D. Maggiolo. (2019) Sistema auditivo periférico. [Online]. Available: <http://www.eumus.edu.uy/docentes/maggiolo/acuapu/sap.html>
- [36] E. Ferrary, V. Couloigner, and O. Sterkersv, "Fisiología de los líquidos laberínticos," 12 2007.
- [37] I. Jesús, G. Salazar, M. Cadena, M. Manuel, C. Cruz, S. Caupolicán, M. Gamboa, M. Gabriel, G. Faenze, M. Miguel, and C. Méndez, "Detección de emisiones otoacústicas transitorias por estimulación lineal y no lineal de bajas intensidades presenta," 10 2019.
- [38] (2017) Anatomía para la imagen. [Online]. Available: <https://www.twipu.com/SanitariaR/tweet/957742822345539585>
- [39] (2017) Nervio auditivo (viii par craneal). [Online]. Available: <http://quirozaon211.blogspot.com/2017/11/nervio-auditivo-viii-par-craneal.html>
- [40] D. Maggiolo. (2019) Sistema auditivo central. [Online]. Available: <http://www.eumus.edu.uy/docentes/maggiolo/acuapu/sac.html>
- [41] "HD 280 -silver, -13 -pro. Instrucciones para el uso," Sennheiser, Especificaciones técnicas.
- [42] (2019) Wave file format. [Online]. Available: http://wavefilegem.com/how_wave_files_work.html
- [43] (2017) Audio file format specifications. [Online]. Available: <http://www-mmsp.ece.mcgill.ca/Documents/AudioFormats/WAVE/WAVE.html>