

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

**ESCUELA DE INGENIERÍA DE
TELECOMUNICACIÓN Y ELECTRÓNICA**



PROYECTO FIN DE CARRERA

***Diseño e implementación de un sistema para la estimación del
daño auditivo originado por el uso indebido de los reproductores
personales de audio.***

TITULACIÓN: Ingeniero Técnico de Telecomunicación en Sonido e Imagen

TUTOR: Eduardo Hernández Pérez

AUTOR: Alberto Clavijo Rodríguez

FECHA: Junio 2015

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
ESCUELA DE INGENIERÍA DE
TELECOMUNICACIÓN Y ELECTRÓNICA



PROYECTO FIN DE CARRERA

***Diseño e implementación de un sistema para la estimación del
daño auditivo originado por el uso indebido de los reproductores
personales de audio.***

Presidente:

Secretario:

Vocal:

Tutores:

Autor:

NOTA:

TITULACIÓN: Ingeniero Técnico de Telecomunicación en Sonido e Imagen

TUTOR: Eduardo Hernández Pérez

AUTOR: Alberto Clavijo Rodríguez

FECHA: Junio 2015

Agradecimientos

A mi familia, a mis padres Bernardo y Alexia, por el enorme esfuerzo que han realizado siempre para que yo pueda llegar hasta aquí. A mi hermano Bernardo por ser siempre un referente en mi vida. A mi abuela Margarita, mi compañera de piso durante todos estos años, ¡gracias!

A Idaira, por tu sonrisa, por apoyarme, por comprenderme, por dedicarme tu tiempo, por estar siempre a mi lado, por saber sacar lo mejor de mí.

A Tinguaro y Jacob, compañeros de aventuras, gracias por acogerme y acompañarme en mi viaje.

A los hermanos Junior, Alberto y Ana Vera, por vuestra ayuda polifacética incondicional.

A mis queridos chincheteros, por poner banda sonora a toda mi carrera universitaria.

A mis compañeros: Aarón, Yeray, Pepillo, Jozetxu, Elías, Lupo, Osiris, Julio, Humphrey, Golo, Idafe, etc., por todos esos momentos, ¡gracias!

A Jesús Mendoza, por eliminar las barreras que separan el mundo laboral del académico, por todo lo que aprendí trabajando contigo, que me ha hecho capaz de afrontar un proyecto tan ambicioso como éste.

A Eduardo Hernández, por tu paciencia infinita, por compartir tu conocimiento, por saber orientar y poner orden a mis disparatadas ideas, por hacerme sentir orgulloso de trabajar contigo. A Manuel Medina y Juan Manuel Caballero, por acompañarme día a día en esta etapa de mi carrera. A Juan Domingo, por ayudarme a resolver cualquier problema que se presentara. A Iván Guerra, por estar siempre disponible para echar una mano.

A todos, ¡Muchas gracias!

MEMORIA

1.	Introducción	3
1.1.	Antecedentes	3
1.2.	Peticionario del proyecto	3
1.3.	Descripción y Objetivos del Proyecto	3
1.4.	Plan de Desarrollo.....	4
1.5.	Estructura de la Memoria y el CD.....	4
1.6.	Resumen de los capítulos	5
2.	Conceptos teóricos	7
2.1.	El oído humano	7
2.1.1.	Anatomía y fisiología del oído.....	7
2.1.1.1.	Oído externo	7
2.1.1.2.	Oído medio	9
2.1.1.3.	Oído interno	11
2.1.1.4.	Vías auditivas.....	17
2.1.2.	Protecciones del oído	20
2.1.2.1.	Protecciones del oído externo	21
2.1.2.2.	Protecciones del oído medio	21
2.1.2.3.	Protecciones del oído interno	22
2.1.3.	Patologías.....	22
2.1.3.1.	Presbiacusia y socioacusia.....	22
2.1.3.2.	Desplazamiento temporal del umbral	23
2.1.3.3.	Hipoacusia.....	24
	Hipoacusia conductiva	24
	Hipoacusia perceptiva	25
	Hipoacusia profesional.....	27
3.	Normativa.....	29
3.1.	Antecedentes históricos	29
3.2.	Desplazamiento del umbral de audición	36
3.2.1.	UNE EN ISO 7029-2000	36
3.2.1.1.	Introducción	36
3.2.1.2.	Desviación del umbral de audición	37
3.2.2.	UNE 74-023-1992 (ISO 1999:2013)	43
3.2.2.1.	Introducción	43

3.2.2.2.	Medición del ruido	44
3.2.2.3.	Hipoacusia inducida por el ruido.....	49
3.3.	Maniquí.....	56
3.3.1.	UNE EN ISO 11904-2005.....	56
3.3.1.1.	Parte 2: Técnica que utiliza un maniquí	57
4.	Diseño del prototipo	62
4.1.	Introducción.....	62
4.2.	Elementos Hardware	62
4.2.1.	La cápsula electret	62
4.2.1.1.	Modificación Linkwitz.....	63
4.2.1.2.	Polarización mediante alimentación Phantom	64
4.2.2.	Preamplificador de micrófono	65
4.2.2.1.	Circuito de salida balanceada	65
4.2.2.2.	Mejora en el circuito balanceado.....	65
4.2.2.3.	Circuito definitivo	66
4.2.2.4.	Diseño de PCB	66
4.2.2.5.	Características	68
4.2.3.	Auriculares de medida	69
4.2.3.1.	Características	70
4.2.4.	El maniquí	71
4.2.4.1.	Características	77
4.2.4.2.	Proceso de elaboración	85
4.2.5.	Conexionado del sistema	90
4.2.6.	Caracterización del sistema	92
4.2.6.1.	Preamplificador de micrófono	96
Respuesta en frecuencia		101
Distorsión		103
Ruido de fondo.....		104
4.2.6.2.	La cápsula electret.....	105
Respuesta en frecuencia		105
Ruido de fondo.....		107
5.	Sistema para la Estimación de Pérdidas Auditivas Inducidas por el Ruido. SEPAIR.....	110
5.1.	SEPAIR, un programa predictor de exposición al ruido.....	110
5.2.	Adquisición y tratamiento de la señal.....	110

5.3.	Algoritmos para análisis de exposición al ruido	111
5.4.	Organización funcional de SEPAIR.....	115
5.5.	Procedimientos de análisis y evaluación de la exposición al ruido	116
5.6.	Calibración del sistema.....	118
5.7.	Incertidumbre en la medida	120
6.	Conclusiones y posibles ampliaciones	121
7.	Bibliografía	123

PLANOS

8.	Planos	127
----	--------------	-----

PLIEGO DE CONDICIONES

9.	Pliego de Condiciones Técnicas.....	143
9.1.	Requisitos de la Aplicación	143
9.1.1.	Requisitos Hardware	143
9.1.1.1.	Elementos hardware comerciales	143
	Micrófono de medida	143
	Calibrador acústico.....	144
	Tarjeta de sonido	145
9.1.1.2.	Elementos hardware elaborados.....	147
9.1.2.	Requisitos Software.....	149
9.1.2.1.	El entorno MATLAB	149
9.1.2.2.	Toolbox de adquisición de datos	149
10.	Manual de Funcionamiento	153
10.1.	Introducción	153
10.2.	Funcionamiento General y Ejemplos.....	156
11.	Pliego de Condiciones Legales	161
11.1.	Concesión de licencia	161
11.2.	Derechos de autor	161
11.3.	Restricciones	161
11.4.	Limitación de responsabilidad.....	161
11.5.	Varios	162

PRESUPUESTO

12.	Presupuesto.....	165
12.1.	Desglose de importes	165
12.1.1.	Trabajo tarifado por tiempo empleado	165
12.1.2.	Coste de amortización de licencias software y hardware.....	168
12.1.3.	Derechos de visado del COITT	173
12.1.4.	Gastos de encuadernación	173
12.1.5.	Gastos de tramitación y envío	173
12.1.6.	Aplicación de impuestos.....	173
12.2.	Importe final	174

MEMORIA

1. Introducción

1.1. Antecedentes

Desde edades cada vez más tempranas las personas se exponen a distintas fuentes de ruido durante sus momentos de ocio, en su mayoría relacionadas con la música. Una de las actividades que mayor difusión ha tenido en las últimas décadas, especialmente entre los jóvenes, ha sido el uso de Reproductores Personales de Audio, comúnmente conocidos como mp3. Con estos dispositivos de audio es posible alcanzar niveles sonoros elevados, lo que enriquece los efectos psicoacústicos de la música. Sin embargo, el uso prolongado de estos dispositivos puede conducir, con el paso del tiempo, a un daño irreversible en el sistema auditivo, circunstancia que viene avalada por numerosos estudios realizados al respecto [1], principalmente entre la población más joven (12-19 años). Producto de estos estudios, un dato altamente significativo y preocupante es el que indica que el 20% de dicha población, presenta igual pérdida auditiva que sus padres 20 ó 30 años mayores.

1.2. Peticionario del proyecto

Este proyecto ha sido elaborado a petición de la Escuela de Ingeniería de Telecomunicación y Electrónica de la Universidad de las Palmas de Gran Canaria, como requisito para obtener la titulación de Ingeniero Técnico de Telecomunicación en Sonido e Imagen.

1.3. Descripción y Objetivos del Proyecto

El objetivo principal de este proyecto es la realización de un sistema capaz de evaluar el daño que estos reproductores pueden producir en el sistema auditivo, y para ello se ha desarrollado un sistema integrado en un ordenador, usando como soporte para la programación del prototipo de sistema el entorno de desarrollo MATLAB.

Esto conlleva el diseño del hardware externo necesario para la recogida de los niveles sonoros en una situación real o cuasi real. Básicamente el conjunto consiste en unos auriculares que llevan integrados unos micrófonos tipo electret de pequeñas dimensiones, convenientemente integrado en los propios auriculares. Con el fin de calibrar este hardware externo periódicamente se ha diseñado una cabeza artificial (Dummy head) dotada de micrófonos, instalados en la posición equivalente a la del tímpano, y los preamplificadores necesarios.

1.4. Plan de Desarrollo

El desarrollo del trabajo que aquí se presenta ha constado de un total de 9 fases:

- Fase 1:** Estudio sobre normativas y publicaciones referentes a la pérdida auditiva, diseño de preamplificadores para cápsulas electret y desarrollo de cabezas artificiales (Dummy head) para grabaciones y medidas acústicas.
- Fase 2:** Diseño de un preamplificador de micrófono con la ayuda del software *KiCad*.
- Fase 3:** Diseño 3D de la oreja artificial con el software *Blender* y del soporte de oreja artificial con el software *KiCad*.
- Fase 4:** Impresión en 3D de las orejas artificiales.
- Fase 5:** Mecanizado mediante fresadora de los preamplificadores y soportes de orejas artificiales.
- Fase 6:** Mecanizado y montaje del maniquí y auriculares de medida.
- Fase 7:** Programación de SEPAIR y de la interfaz gráfica.
- Fase 8:** Pruebas de campo, calibración y ajuste del prototipo.
- Fase 9:** Realización de la Memoria.

1.5. Estructura de la Memoria y el CD

La memoria está estructurada en cuatro bloques con un total de doce capítulos.

El primer bloque, la *Memoria*, está compuesta por cinco capítulos en los que se encuentra la información necesaria para comprender las bases del proyecto. El segundo bloque lo forman los *Planos*: diagramas, esquemas y planos que muestran las dimensiones y conexiones de los elementos del sistema. El *Pliego de condiciones* reúne los requisitos para poder llevar a cabo la ejecución del proyecto. Para terminar, el *Presupuesto* detalla los importes desglosados de todos los elementos.

En el CD se incluye en formato PDF este documento. También podemos encontrar la carpeta *Diseños 3D*, donde se encuentran los archivos en formato STL de las orejas artificiales listas para su impresión mediante una impresora 3D. En la carpeta *KiCad* se almacenan los archivos en formatos GERBER de preamplificadores de micrófono y soportes de orejas

artificiales que contienen la información de control de la fresadora. En la carpeta *Matlab* se incluye el código correspondiente al programa SEPAIR, junto con las hojas de cálculo que contienen datos extraídos de las normativas para generar el informe de salida.

1.6. Resumen de los capítulos

Bloque I - Memoria

Capítulo 1 Introducción

Objetivo, peticionario del proyecto y resumen del resto de documentación incluida en el proyecto.

Capítulo 2 Conceptos teóricos

Funcionamiento del oído, patologías y mecanismos de protección.

Capítulo 3 Normativas

Análisis de la evolución histórica del impacto del ruido en el hombre y la regulación del riesgo auditivo, explicación de las normativas referentes a la desviación del umbral de audición provocada por la edad y por la exposición al ruido y descripción de la normativa que determina la inmisión sonora de fuentes sonoras colocadas cerca del oído.

Capítulo 4 Diseño del prototipo

Elementos hardware, proceso de elaboración y caracterización mediante medidas acústicas y eléctricas de los elementos hardware que forman el sistema.

Capítulo 5 Sistema para la Estimación de Pérdidas Auditivas Inducidas por el Ruido. SEPAIR

Algoritmos en que se basa el código del programa SEPAIR y su organización funcional.

Capítulo 6 Conclusiones y posibles ampliaciones

Conclusiones obtenidas al finalizar el proyecto e introducción a posibles líneas futuras de expansión.

Capítulo 7 Bibliografía

Fuentes de información para la elaboración de la memoria.

Bloque II - Planos*Capítulo 8 Planos*

Diagramas, esquemas y planos que muestran las dimensiones y conexiones de los elementos del sistema.

Bloque III - Pliego de condiciones*Capítulo 9 Pliego de condiciones técnicas*

Requerimientos software y hardware para poder ejecutar el proyecto, características técnicas de los equipos comerciales empleados.

Capítulo 10 Manual de funcionamiento

Guía de utilización de la herramienta.

Capítulo 11 Pliego de condiciones legales

Concesiones de licencia y derechos de autor.

Bloque IV - Presupuesto*Capítulo 12 Presupuesto*

Desglose de los importes de todos los elementos que componen el proyecto: Trabajo tarifado por tiempo empleado; amortización de elementos hardware y software; derechos de visado; gastos de encuadernación, tramitación y envío; aplicación de impuestos e importe total.

2. Conceptos teóricos

2.1.El oído humano

El sentido de la audición es quizás el más importante de los que disfrutamos. Se trata de un eficaz sistema de alarma, permite detectar el mundo y además conocerlo. Los más profundos pensamientos se interpretan en nuestra mente mediante el lenguaje, ya sean filosóficos o matemáticos, por ello es especial su conocimiento. El órgano receptor está ubicado en el hueso temporal a ambos lados del cráneo, desde donde se transmiten las señales acústicas por medio de estímulos eléctricos a los lóbulos temporales del cerebro, lugar que integra la percepción de la audición [2].

2.1.1. Anatomía y fisiología del oído

La audición humana está formada, al igual que la de todos los mamíferos, por cuatro partes bien diferenciadas, denominadas oído externo, oído medio, oído interno y vías auditivas [2]. A las tres primeras partes, que realizan respectivamente un procesamiento acústico, mecánico y eléctrico de la señal sonora, se le agrega el posterior procesamiento neurológico con progresivos niveles de complejidad hasta llegar a la corteza cerebral, donde se llevan a cabo los procesos intelectuales superiores como la comprensión inteligente de la palabra y la música [3].

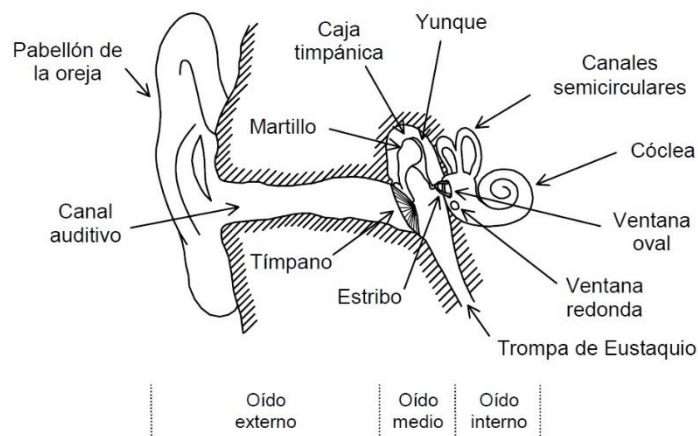


Figura 2.1 Corte transversal del oído derecho, en el cual se muestran las partes anatómicas más representativas del aparato auditivo [3].

2.1.1.1. Oído externo

El oído externo está formado por el pabellón u oreja y el canal auditivo (**Figura 2.1**). La oreja cumple la función de focalizar el sonido hacia el canal auditivo, produciendo un

acoplamiento más efectivo entre la baja impedancia acústica del aire y la más alta del tímpano. Este acoplamiento incrementa el campo sonoro en el canal auditivo unos 5 dB con respecto a si no existiera la oreja, especialmente alrededor de los 5,5 kHz, que corresponde a la resonancia del pabellón. Otra función importante es la de ayudar a la localización direccional del sonido. En otros animales, la oreja está bajo control muscular voluntario o reflejo, permitiendo orientarla hasta lograr la máxima sensibilidad. En el ser humano esta función está casi completamente atrofiada, y se sustituye por movimientos de la propia cabeza.

El canal auditivo es un tubo algo curvado que comunica la oreja con el tímpano. En promedio mide unos 7 mm de diámetro y unos 25 mm de longitud, y desempeña dos funciones: la de proteger al tímpano, haciéndolo virtualmente inaccesible desde fuera, y la de enfatizar por resonancia la región del espectro más importante para la inteligibilidad de la palabra. En efecto, la primera frecuencia de resonancia de un tubo abierto en un extremo está dada por

$$f = \frac{c}{4L} \quad \text{Ecuación 2.1}$$

donde c es la velocidad del sonido y L la longitud del tubo.

La velocidad del sonido c en un gas depende de su peso molecular y de su temperatura, según la ecuación

$$c = \sqrt{\frac{\gamma RT}{M}} \quad \text{Ecuación 2.2}$$

donde $\gamma = C_p/C_v = 1,4$ para gases diatómicos (como el aire),

$$R = 8,31 \text{ J/mol} \cdot ^\circ\text{K},$$

$$M = \text{masa de 1 mol en kg/mol} = 0,0288 \text{ kg/mol para el aire},$$

$$T = \text{temperatura absoluta en } ^\circ\text{K}.$$

Para temperaturas cercanas a la temperatura ambiente, esta expresión puede aproximarse (para el aire) por

$$c = 332 + 0,608 \cdot t \quad \text{Ecuación 2.3}$$

donde t es la temperatura en $^{\circ}\text{C}$ y c está en m/s. En particular, para $t = 20^{\circ}\text{C}$ resulta $c = 344 \text{ m/seg}$.

Para una temperatura de 36°C (Ecuación 2.3),

$$f = \frac{c}{4L} = \frac{353 \text{ m/s}}{4 \cdot 0,025 \text{ m}} = 3530 \text{ Hz} \quad \text{Ecuación 2.4}$$

Esta frecuencia concuerda muy bien con la zona más sensible del oído, de acuerdo a lo que muestran las curvas obtenidas experimentalmente por Fletcher y Munson. Cerca de la resonancia, el incremento del campo sonoro en el tímpano es de alrededor de 10 dB [3].

2.1.1.2. Oído medio

El oído medio (**Figura 2.1**) está formado por el tímpano, la caja timpánica, la cadena osicular (los huesecillos), una serie de músculos, como el tensor del tímpano y el estapedio, y la trompa de Eustaquio.

El tímpano es una membrana semitransparente en forma de cono achatado (con el vértice hacia dentro) que separa el canal auditivo de la caja timpánica. Es visible desde el exterior por medio del otoscopio (instrumento óptico que permite iluminar la zona a observar y está dotado a su vez de una lente de aumento). Su finalidad es captar las ondas sonoras que ingresan en el canal auditivo y transformarlas en vibraciones mecánicas que luego serán comunicadas al oído interno. Esto sucede porque el interior de la caja timpánica contiene aire estanco y, por lo tanto, a presión constante. En el canal auditivo, en cambio la presión varía en el tiempo a causa de la onda sonora, por lo cual habrá una diferencia neta de presión que hará vibrar al tímpano alrededor de su posición de reposo [3]. A causa de ruidos muy intensos (por ejemplo una potente explosión cerca del oído) o por determinadas infecciones, esta membrana puede perforarse, lo cual no es irreversible, ya que se cicatriza.

La cadena osicular es un conjunto de tres diminutos huesos: el martillo, el yunque, y el estribo,¹ también denominados huesecillos, cuya función es la de actuar como palanca entre el tímpano y el oído interno. Dicha palanca comienza con el primero de dichos huesecillos, el martillo, que es sometido a desplazamientos relativamente grandes² pero de pequeña fuerza por la vibración del tímpano. El martillo se articula con el yunque, y éste con el

¹ El martillo mide 8 mm de largo, el yunque, 6 mm, y el estribo, 3 mm.

² En realidad, para los menores niveles de presión sonora audibles (-10 dB a 3 kHz), la vibración del tímpano es del orden de 10^{-11} m , que es diez veces menor que un átomo de hidrógeno.

estribo. A causa del efecto palanca (**Figura 2.3**), las vibraciones del estribo son de menor amplitud pero mayor fuerza. La ganancia mecánica de esta palanca es de 1,3; lo que significa que la fuerza que el estribo ejerce sobre la ventana oval es 1,3 veces mayor que ejerce el tímpano sobre el martillo. A este efecto de palanca se agrega la gran diferencia de áreas entre el tímpano ($0,6 \text{ cm}^2$) y la ventana oval ($0,04 \text{ cm}^2$), lo cual implica que la relación entre las presiones en el tímpano y en la ventana oval es

$$\frac{P_{\text{ventana oval}}}{P_{\text{tímpano}}} = \frac{1,3 \cdot 0,6}{0,04} \cong 20 \quad \text{Ecuación 2.5}$$

Esta diferencia de presiones es necesaria ya que en el tímpano existe una impedancia acústica mucho menor que en el oído interno, ya que éste último contiene agua. El conjunto actúa, por consiguiente, como un ingenioso adaptador de impedancias acústicas [3].

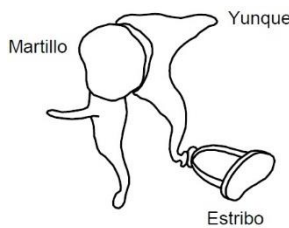


Figura 2.2 Los tres huesecillos del oído medio.

[4]

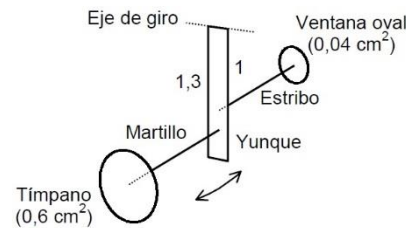


Figura 2.3 Mecánica de los huesecillos del oído medio.

[4]

Los músculos, además de sostener la cadena osicular, sirven de protección del oído interno frente a sonidos intensos. Cuando penetra en el oído un ruido muy intenso, se produce la contracción refleja de estos músculos, haciendo más rígida la cadena, que pierde entonces su eficiencia mecánica, y la energía es disipada antes de alcanzar el oído interno. Esta protección sólo es efectiva, sin embargo, para sonidos de más de 500ms de duración. En caso de lesión o esclerosamiento (endurecimiento) de la cadena osicular sobreviene un tipo de hipoacusia (sordera) caracterizada por una audición aérea disminuida y ósea normal.³ En la actualidad es posible reemplazar quirúrgicamente algunas partes por prótesis plásticas.

La trompa de Eustaquio es un pequeño conducto que comunica la caja timpánica con la laringe. Su función es la de igualar la presión del oído medio con la presión atmosférica. Normalmente permanece cerrada, abriéndose de forma refleja durante la acción de tragar o de bostezar. Si permaneciera siempre abierta, el tímpano vibraría con una amplitud muy

³ La audición aérea corresponde a lo que se escucha a través de la oreja, por ejemplo mediante un auricular, y la audición ósea a lo que se escucha cuando se hace vibrar el cráneo.

pequeña, ya que el movimiento del tímpano es el resultado de una diferencia de presión a uno y otro lado de éste. Por consiguiente, para vibrar en concordancia con las variaciones de presión sonora es preciso que la presión dentro de la caja timpánica se mantenga constante. Si, en cambio, la trompa de Eustaquio estuviera cerrada permanentemente (o no existiera), al variar la presión atmosférica se produciría una diferencia de presiones medias que curvaría el tímpano hacia fuera o hacia dentro, como se indica en la **Figura 2.4**, reduciendo notablemente la respuesta auditiva, particularmente para los sonidos agudos (altas frecuencias). Esto es lo que sucede en los cambios bruscos de presión que se dan, por ejemplo, al ascender una montaña o al sumergirse varios metros bajo el agua, y el efecto es una sensación de embotamiento. La trompa de Eustaquio se abre al tragar, acción que se realiza periódicamente, ya sea en forma voluntaria o involuntaria, debido a la secreción permanente de saliva. La apertura de la trompa de Eustaquio provoca un ruido similar a un pequeño crujido, que el cerebro generalmente no tiene en cuenta, salvo que se preste especialmente atención. [4]

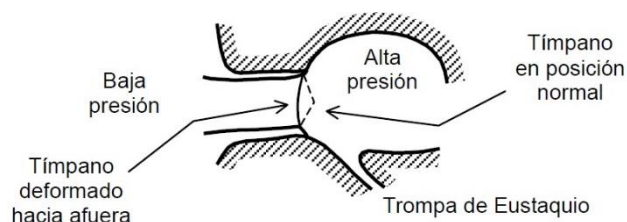


Figura 2.4 Deformación de la membrana timpánica ante una disminución relativamente rápida de la presión atmosférica. [4]

2.1.1.3. Oído interno

El oído interno (**Figura 2.1**), también denominado laberinto, posee dos partes con funciones bien diferenciadas. La primera contiene los canales semicirculares, que son tres pequeños tubitos con forma de anillo de unos 6 mm de diámetro, ubicados con sus ejes en cuadratura. Constituyen el órgano sensor del equilibrio ya que permiten detectar movimientos rotacionales. Al girar la cabeza (por ejemplo al inclinarse), dicha rotación contendrá componentes en uno o más de los ejes de los canales semicirculares. El líquido contenido en el interior de dichos canales tiende, por inercia, a mantenerse inmóvil, y eso causa un movimiento relativo entre el canal y el líquido que es detectado por unos cilios (pelos) que tapizan las paredes interiores de los canales. Esto desencadena el envío de una señal nerviosa al cerebro, quien ordenará las acciones pertinentes para recuperar el equilibrio.

La segunda parte es la cóclea o caracol, que tiene forma precisamente de caracol, y es probablemente el sistema mecánico más complejo de todo el organismo. Está destinada a transformar las vibraciones provenientes del oído medio (a través del estribo) en señales neuroeléctricas dirigidas al cerebro. La característica más sobresaliente de esta admirable pieza de ingeniería biológica es su capacidad de realizar una descomposición frecuencial del sonido, codificándolo multiparamétricamente de acuerdo a su espectro.

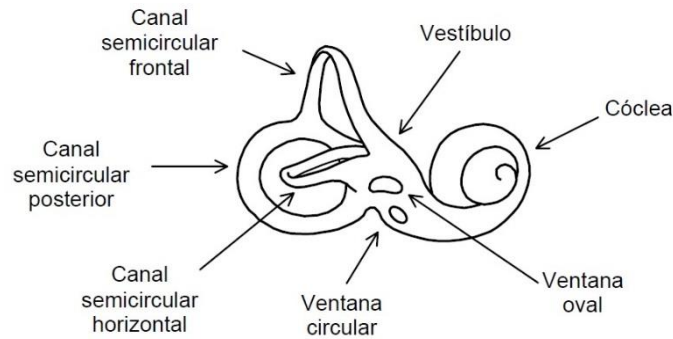


Figura 2.5 Aspecto idealizado del oído interno. En realidad el caracol y el laberinto son una cavidad en el hueso temporal. [4]

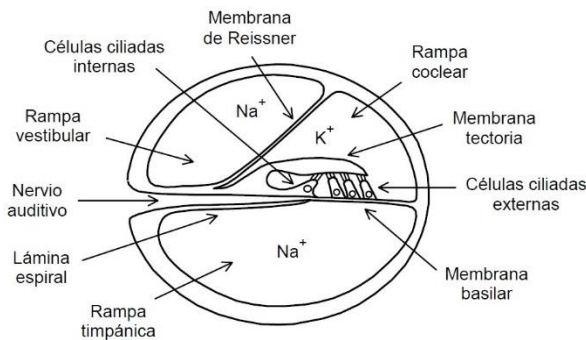


Figura 2.6 Corte transversal del conducto coclear. [4]

La cóclea, que se encuentra embutida en una cavidad de igual forma en el hueso temporal, tiene dos vueltas y media, y si pudiera desenrollarse se obtendría un conducto con forma algo cónica (el conducto coclear) de unos 35 mm de longitud y un diámetro medio de unos 2 mm. El volumen total es de alrededor de $0,05 \text{ cm}^3$ (una gota). En la **Figura 2.6** se muestra un corte transversal de dicho conducto, y en la **Figura 2.7** se observa esquemáticamente el conducto desenrollado. Según se puede apreciar en la **Figura 2.6**, el conducto coclear está dividido en tres subconductos, denominados rampas (debido a que representan ascensos desde la base del caracol hacia su vértice): rampa vestibular, rampa coclear y rampa timpánica. La rampa vestibular y la rampa timpánica están llenas de perilinfa, un líquido

acuoso rico en iones de sodio (Na^+), y se comunican entre sí en el vértice o ápex del caracol a través de un pequeño orificio denominado helicotrema (extremo de la hélice o helicoide). La rampa coclear, en cambio, contiene endolinfa, líquido algo gelatinoso rico en iones de potasio (K^+). En la base del caracol (espira más ancha), la rampa vestibular se comunica con el oído medio a través de la ventana oval, un orificio cubierto con una membrana sobre la cual se apoya el estribo, mientras que la rampa timpánica lo hace a través de la ventana redonda, otro orificio cubierto con otra membrana denominada tímpano secundario (de ahí el nombre de rampa timpánica).

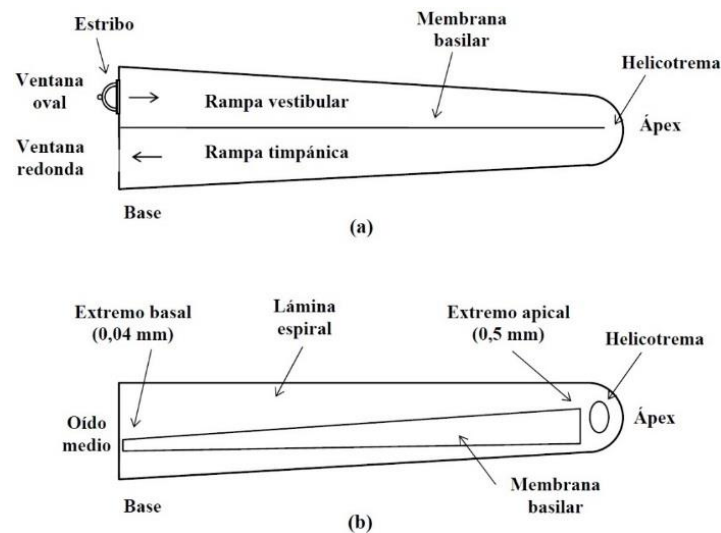


Figura 2.7 Esquema de la cóclea, hipotéticamente desenrollada. [3]

(a) Corte según un plano perpendicular a la membrana basilar. Por simplicidad sólo se muestran las rampas vestibular y timpánica, habiéndose omitido la rampa coclear. Las flechas indican la dirección de movimiento de la perilinfa cuando el estribo se mueve hacia adentro de la cóclea.

(b) Corte según un plano paralelo a la membrana basilar.

La capacidad de la cóclea de llevar a cabo una descomposición espectral del sonido obedece a varias características de las diversas partes que la constituyen. En primer lugar tenemos la membrana basilar, que separa la rampa coclear de la rampa timpánica (**Figura 2.6**). Esta membrana tiene una longitud similar a la del conducto coclear, es decir unos 35 mm, y su ancho aumenta desde 0,04 mm en la zona próxima a la base del caracol hasta 0,5 mm en la zona del vértice o ápex (**Figura 2.7(b)**). Cerca de la base, donde es más angosta, es relativamente rígida, haciéndose más flexible conforme se acerca al vértice. Esta

peculiaridad determina un comportamiento mecánico que es la clave de la discriminación de frecuencias que se opera en la cóclea. Para verlo, tengamos en cuenta tres hechos:

- a) Todo cuerpo elástico tiene una frecuencia propia de resonancia (o más de una), es decir una frecuencia f_r tal que si se lo excita con ella la amplitud de vibración es mayor que para otras frecuencias.
- b) A igual geometría un cuerpo más rígido tiene mayor frecuencia de resonancia.
- c) A igual rigidez un cuerpo más pequeño también tiene mayor frecuencia de resonancia.

En el caso de la membrana basilar, en la zona basal (cercana a la base) las dimensiones son pequeñas y la rigidez es alta, por lo tanto es de esperar que tenga una frecuencia de resonancia elevada. En la zona apical (cercana al ápex), en cambio, es mucho más ancha y menos rígida, por lo cual cabe esperar una frecuencia de resonancia mucho menor. Por consiguiente, la frecuencia de resonancia de la membrana basilar va disminuyendo a lo largo de ella desde valores bastante altos hasta valores pequeños.

Si ahora excitamos el oído con un tono senoidal de cierta frecuencia f , el estribo ocasionará una serie de perturbaciones sucesivas sobre la ventana oval que se transferirán a la base de la membrana basilar. Como la membrana basilar es un medio elástico, estas perturbaciones, también de frecuencia f , darán origen a ondas sucesivas que se propagarán a lo largo de ésta, denominadas ondas viajeras. En cada punto de la membrana basilar existirá, por lo tanto, una excitación senoidal⁴ de frecuencia f , y eso producirá una respuesta cuya amplitud variará a lo largo de la membrana.

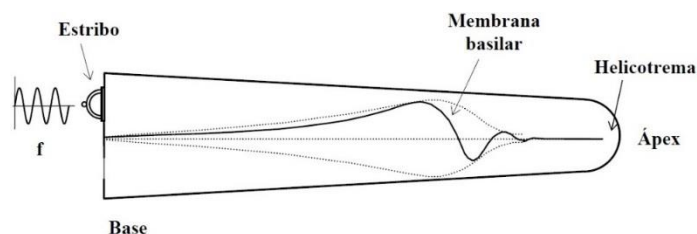


Figura 2.8 Onda viajera en la membrana basilar en un instante dado. Las líneas de trazos indican el lugar geométrico de los picos de la onda conforme ésta va avanzando a lo largo de la membrana. [3]

⁴ En realidad será aproximadamente senoidal, debido a diversas no linealidades del tímpano, el oído medio, y la propia membrana basilar. Esta última es la base de un tipo de examen audiológico por otoemisiones acústicas, es decir sonidos generados por el propio oído.

En aquella posición en la cual la correspondiente frecuencia de resonancia f_r coincide con f , la amplitud será máxima. En la **Figura 2.8** se representa esta situación en un instante determinado, y en la **Figura 2.9** se muestra la forma de la onda viajera en tres instantes sucesivos.⁵

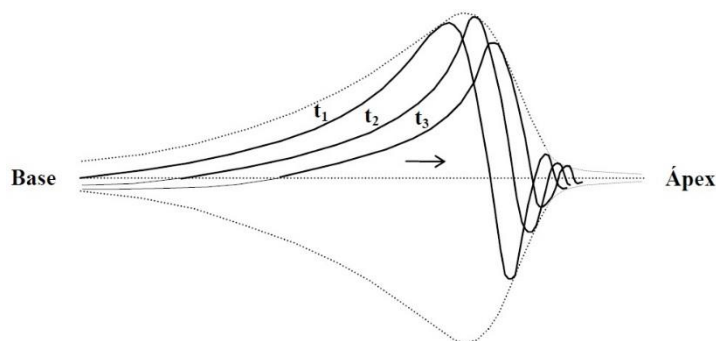


Figura 2.9 Forma de la onda viajera en la membrana basilar en tres instantes sucesivos. (Por claridad se han exagerado mucho las proporciones verticales; la amplitud real es extremadamente pequeña comparada con la longitud de la membrana.) [3]

El razonamiento anterior muestra que la membrana basilar se comporta como un analizador espectral, ya que excitada con tonos puros de diversas frecuencias, se generan ondas viajeras cuyos máximos estarán localizados en diferentes posiciones [5]. Más precisamente, para una frecuencia f mayor de 200 Hz la máxima amplitud de la onda viajera se verifica a una distancia de la ventana oval dada por

$$x = 61 - 14 \log_{10} f \quad \text{Ecuación 2.6}$$

donde x está en mm y f en Hz. Por ejemplo, para un tono de frecuencia 5 kHz las ondas viajeras alcanzan máxima amplitud a una distancia de 9,2 mm de la ventana oval, y por lo tanto del estribo (**Figura 2.10**).

⁵ Es interesante observar que el primer semiciclo de la onda viajera mostrada en la figura es mucho más largo que los siguientes, que van reduciendo su longitud progresivamente. Ello se debe a que por ser la membrana basilar progresivamente menos rígida en puntos más alejados de la base, la velocidad de propagación de la onda se vuelve menor, disminuyendo consecuentemente la longitud de onda.

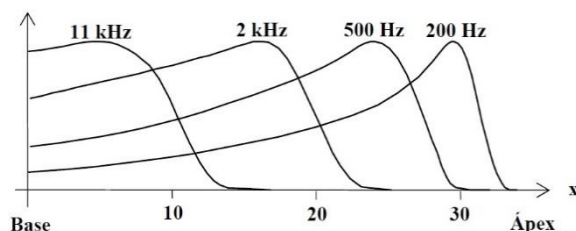


Figura 2.10 Envolvente espacial de las ondas viajeras sobre la membrana basilar para cuatro frecuencias diferentes. [3]

A esta localización espacial de las frecuencias se le ha llamado “teoría del lugar”, y fue propuesta por primera vez por Helmholtz a mediados del siglo pasado, aunque su explicación reducía la membrana basilar a una serie de fibras bajo tensión que resonaban a diversas frecuencias, en lugar de un elemento de rigidez variable, como es en realidad.

Volviendo a la **Figura 2.6**, vemos que sobre la membrana basilar existe una formación en la cual se distinguen las células ciliadas (o células pilosas)⁶, denominadas de esa forma porque poseen terminaciones en forma de cilios o pelos. Esta formación se denomina órgano de Corti, en honor a su descubridor. Existen dos tipos de células ciliadas: las externas y las internas. Hay alrededor de 20.000 células ciliadas externas y unas 3.500 células ciliadas internas. Los cilios de estas células están encastrados en otra membrana, la membrana tectoria, y al producirse un movimiento relativo entre ambas membranas, como se muestra esquemáticamente en la (**Figura 2.11(a)**), los cilios experimentan un movimiento de pandeo, lo cual genera un potencial eléctrico que excita las células nerviosas (neuronas) que parten hacia el cerebro.⁷ Esto implica que estas células captan la vibración de la membrana basilar (selectiva en frecuencia, según vimos) y la transforman en una señal eléctrica que luego se transforma en señal nerviosa.⁸ El cerebro recibe, así, señales nerviosas provenientes de cada posición de la membrana basilar, y por consiguiente recibe señales con información frecuencial o espectral acerca del sonido.

⁶ En la **Figura 2.6** sólo se muestran las células ciliadas. Además de ellas existen otras células que forman una estructura de sostén, que por simplicidad se han omitido.

⁷ Este potencial se denomina microfónico coclear, y puede medirse por medio de electrodos externos con técnicas electroencefalográficas.

⁸ Las señales nerviosas son, de hecho, señales eléctricas también, pero organizadas en forma de descargas denominadas potenciales de acción. Para que se produzca un potencial de acción, debe existir un potencial generado por alguna otra célula (en este caso una célula ciliada) que alcance determinado umbral.

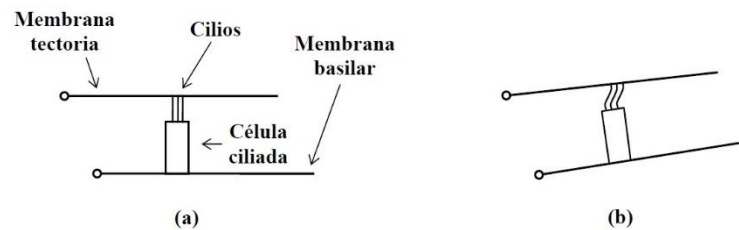


Figura 2.11 Una célula ciliada, entre las membranas basilar y tectoria, en estado de reposo (a). Cuando se produce un movimiento de la membrana basilar a causa de una onda viajera, los cilios (pelos) de la célula ciliada experimentan un pandeo (b). [3]

Las células ciliadas externas tienen aún otra función relacionada con el hecho de que poseen propiedades contráctiles, lo cual les permite actuar como pequeños “músculos”, modificando en forma activa la vibración de la membrana basilar. Esta modificación consiste en acentuar o agudizar la amplitud de vibración de la zona de la membrana basilar donde la amplitud de la onda viajera es máxima y para ello las células ciliadas externas ejercen una fuerza adicional sobre la membrana que está en fase con la propia vibración de la membrana, y que es tanto mayor cuanto más alta sea la amplitud de la vibración. Se trata, por lo tanto, de una realimentación regenerativa que conduce a un sistema muy resonante. Esta propiedad permite explicar la capacidad del oído humano de discriminar frecuencias muy próximas.

La resonancia causada por las células ciliadas externas es tan intensa que la vibración de la membrana basilar produce un tenue sonido, medible desde el exterior por medio de una sonda microfónica. Estos sonidos se denominan otoemisiones acústicas, y se utilizan para realizar una evaluación audiológica objetiva de la audición. [3]

2.1.1.4. Vías auditivas

El potencial de acción generado por cada célula ciliada debe ser comunicado al cerebro. Ello se realiza a través de las neuronas. En primera aproximación podría imaginarse las neuronas como simples conductores eléctricos. Un análisis más detallado revela que son en realidad complejos sistemas con varias entradas y varias salidas, capaces de realizar operaciones de ponderación, de comparación y de generación de nuevos potenciales de acción. En la **Figura 2.12** se ilustra la estructura de una neurona típica, en la que se indican también los contactos con otras neuronas previas y posteriores.

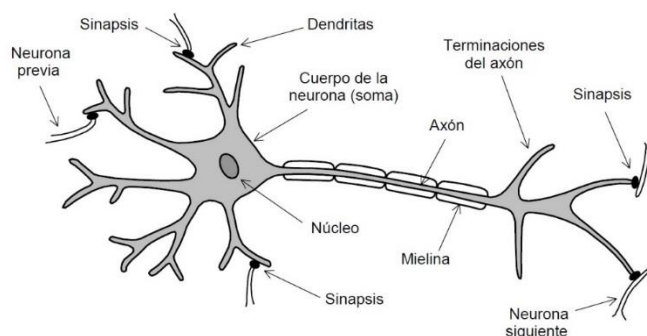


Figura 2.12 Una neurona típica, en la que se aprecian las dendritas que reciben potenciales de acción de las neuronas previas (o de las células sensorias, como las células ciliadas) a través de las sinapsis, el cuerpo o soma con su núcleo, el axón recubierto con mielina, y sus terminaciones que conectan con las dendritas de nuevas neuronas. [4]

La neurona recibe potenciales de acción provenientes de neuronas anteriores o de células sensorias (como las células ciliadas) a través de las dendritas. Los puntos de contacto se denominan sinapsis. Las dendritas realizan una especie de suma ponderada de las señales recibidas, y si ésta excede cierto umbral, el propio cuerpo de la neurona descarga un nuevo potencial de acción de 90 mV y unos 2 ms de duración. Al terminar este pulso sobreviene un tiempo durante el cual no puede volver a emitir pulsos, denominado período refractario. El potencial de acción generado se propaga en forma de onda a lo largo del axón hasta las siguientes neuronas. La velocidad de propagación depende de si el axón está o no recubierto por una sustancia aisladora llamada mielina.

Para las neuronas no mielinizadas es de alrededor de 1 m/s, en tanto que para las neuronas recubiertas con mielina⁹ puede superar los 100 m/s. Una vez alcanzadas las terminaciones del axón, el potencial de acción se transmite a las otras neuronas a través de los contactos sinápticos.

Cuando se aplica un potencial constante en las dendritas de una neurona, el potencial de la neurona tiende a acercarse, con cierta constante de tiempo, al potencial aplicado. Si el potencial aplicado es suficientemente alto, en algún momento se supera el umbral y se produce el disparo, volviendo la neurona a su estado inicial. Después de completarse el período refractario, el ciclo vuelve a empezar, lo cual lleva a que se genere un tren de potenciales de acción. La frecuencia de este tren de pulsos aumenta al aumentar el potencial constante aplicado. Resulta, así, que la neurona se comporta de forma similar a un modulador

⁹ La mielina reduce la capacidad eléctrica entre el axón y el medio exterior, disminuyendo así el tiempo necesario para cargar esa capacidad. Esto acelera la propagación de los pulsos.

de frecuencia, codificando las señales recibidas a través de la frecuencia de los potenciales de acción.

La señal que reciben las neuronas que inervan el oído interno proviene de las células sensoriales conectadas a la membrana basilar (células ciliadas internas). Cuando la membrana se encuentra en reposo (no es excitada por ningún sonido), estas células producen suficiente señal como para estimular una emisión espontánea de potenciales de acción con determinada frecuencia promedio.¹⁰ Cuando aparece un sonido, los movimientos hacia arriba y hacia abajo de la membrana basilar aumentan y disminuyen respectivamente el nivel de señal de las células sensoriales, de tal manera que en un caso la frecuencia aumenta y en el otro disminuye. Sin embargo, dado que el período refractario de las neuronas es del orden de 2 ó 3 ms, para frecuencias mayores de unos 300 Hz, esta variación de frecuencia no puede manifestarse directamente, sino que lo hace de forma estadística. El resultado es una tendencia a alcanzar una suerte de “sincronismo” entre la onda mecánica en la membrana basilar (y, por consiguiente, el sonido que la excita) y las emisiones de potenciales de acción. Este sincronismo se refiere a que los intervalos entre potenciales de acción tienden a ser múltiplos aproximados del período de la señal sonora. La corteza cerebral utiliza esta codificación para asignar una altura a un tono.

Es interesante destacar que las curvas de resonancia de la **Figura 2.10** son demasiado anchas para explicar la gran discriminación de frecuencias del oído humano. Este problema desconcertó durante años a los investigadores, hasta que se descubrió que la resonancia de la membrana basilar no obedece solamente a sus características elásticas pasivas, sino a un mecanismo de control en el cual intervienen las células ciliadas externas (**Figura 2.6**) como elementos contráctiles. Estas células realimentan el sistema agudizando la resonancia. [4]

Una vez el receptor auditivo periférico ha descompuesto los sonidos complejos en frecuencias más simples, se genera una información que, en forma de mensaje neural, se transmite al sistema nervioso central. A través de la vía auditiva este mensaje alcanza la corteza auditiva donde se realiza el análisis final de dicho mensaje.

Para que el proceso de la audición tenga la máxima utilidad, especialmente en lo que compromete la supervivencia del individuo, el sistema nervioso central debe llevar a cabo

¹⁰ El nivel umbral, así como la salida de las células sensoriales, están en realidad contaminados por una considerable cantidad de ruido, lo cual hace que la frecuencia de emisión fluctúe aleatoriamente alrededor de un valor medio.

además otras tareas, entre las que destaca la localización de la fuente sonora, el análisis de la intensidad (magnitud del estímulo), el reconocimiento de sonidos nuevos y sonidos conocidos, el almacenamiento en la memoria de los diferentes estímulos, la audición binaural, etc. En la realización de estas actividades participan, como un conjunto, los diversos escalones de la vía auditiva cuyas principales estructuras se analizan a continuación, haciendo especial mención de la estructura y función de la corteza cerebral por su mayor complejidad y porque en ella se realizan las funciones superiores de integración del mensaje auditivo con el resto de los mensajes sensoriales.

La vía auditiva está constituida por una serie concatenada de núcleos de neuronas, situados en el tronco cerebral y el tálamo, que concluye en la corteza cerebral del lóbulo temporal. En realidad se distinguen dos vías superpuestas: la vía auditiva ascendente y la vía auditiva descendente.

La vía auditiva ascendente, desde un punto de vista morfofuncional, es un complejo sistema de filtros, analizadores y sistemas de comparación que se encargan de extraer el máximo de información de los mensajes neurales que se inician en el receptor auditivo.

La vía auditiva descendente, según una definición muy general, es aquella que transmite información desde la corteza auditiva hasta el receptor periférico; pero, en realidad, la vía auditiva descendente está constituida por diversas proyecciones relativamente autónomas que, originándose en cualquier región o núcleo de dicha vía, proyectan sobre núcleos inferiores e incluso directamente sobre el propio receptor auditivo.

Además de las proyecciones ascendentes y descendentes hay que tener en cuenta la existencia de otras proyecciones, denominadas generalmente secundarias. No obstante, estas proyecciones tienen un gran interés, pues permiten, entre otras funciones, integrar el mensaje auditivo con los que proceden de otros sistemas sensoriales. [2]

2.1.2. Protecciones del oído

El estudio de la estructura anatómica del oído que hemos realizado pone en evidencia no sólo la gran complejidad sino lo delicado de las partes que lo componen. Las células ciliadas, por ejemplo, son sensibles a movimientos más pequeños que las dimensiones atómicas, razón por la cual están fácilmente expuestas a la destrucción por sobrecarga (especialmente las externas). Por ese motivo no es sorprendente que la Naturaleza haya desarrollado en el oído algunos recursos de autoprotección que contribuyen a preservarlo. Dichos recursos

están distribuidos en las distintas porciones del aparato auditivo que hemos estudiado, y protegen contra diversas agresiones, no sólo las acústicas. Describiremos brevemente las más importantes. [3]

2.1.2.1. Protecciones del oído externo

El conducto auditivo externo tiene dos partes diferenciadas. En su tercio exterior posee una cobertura formada por un tejido cutáneo grueso con pilosidades que bloquean el paso de objetos extraños al interior del conducto, que pudieran perjudicar al tímpano. Dicho tercio exterior tiene además unas glándulas que segregan cerumen, sustancia cerosa que fija las partículas de polvo y las arrastra hacia el exterior, realizando una labor higiénica. Además, en condiciones ambientales de gran nivel sonoro, la segregación de cerumen es más copiosa, tendiendo a obstruir el canal con el denominado tapón de cerumen o tapón de cera.

La porción restante, correspondiente a los dos tercios internos de la longitud del canal, no posee más que una piel delgada, pero se encuentra ligeramente curvado, dificultando la penetración de objetos grandes hacia el tímpano.

Es interesante destacar que el tímpano es un órgano que se reconstruye espontáneamente, en caso de que por alguna enfermedad o ruido violento sufriera lesiones, aunque en general ello puede dejar algún tipo de secuelas. [3]

2.1.2.2. Protecciones del oído medio

El oído medio posee dos tipos de protecciones. La primera, constituida por la trompa de Eustaquio, está destinada a proteger al oído contra variaciones de presión estática, o presión atmosférica. Normalmente está cerrada, y se abre al tragar y al bostezar, momento en que el aire puede entrar o salir de la cavidad del oído medio. A causa de determinadas enfermedades otorrinolaringológicas, la trompa de Eustaquio permite también el ingreso de gérmenes capaces de infectar la zona del oído medio, con la posible segregación de mucosidades que al rellenar la caja timpánica, reducen la eficiencia de la transmisión, en especial en alta frecuencia.

El segundo tipo de protección se refiere a la contracción de un músculo denominado estapedio, ubicado sobre el estribo, que entorpece sus movimientos. Esto sucede cuando el nivel sonoro excede los 80 dB, lo cual representa una reducción de unos 10 dB en la efectividad de la transmisión. Esta protección, sin embargo, funciona bien por debajo de los

500 Hz, ya que este músculo responde a una acción refleja que demora cerca de 100 ms en efectivizarse. Este recurso sirve en realidad para proteger al oído de la propia voz del individuo, cuyo nivel sonoro puede ser realmente muy alto (por ejemplo durante un grito). En este caso la protección sí es efectiva dado que el reflejo estapedial se produce antes de la emisión vocal. En cambio, la protección del estapedio es totalmente inefectiva para ruidos de crecimiento muy rápido como los ruidos impulsivos, como los impactos intensos o las explosiones, los cuales se propagan fácilmente y sin atenuación al oído interno, dentro del cual pueden causar daño auditivo permanente. [3]

2.1.2.3. Protecciones del oído interno

No se puede hablar de una protección del oído interno propiamente dicha. Sin embargo, ante un sonido de gran nivel sonoro el oído interno genera señales nerviosas que el cerebro interpreta, reenviando señales inhibitorias hacia las células ciliadas externas, lo cual hace que éstas reaccionen con las llamadas contracciones lentas, que tienden a oponerse a la vibración de la membrana basilar. Pero debido a la demora considerable de la respuesta, ello no permite controlar los rápidos ruidos impulsivos.

De modo que el oído interno está esencialmente desprotegido, lo cual se agrava por lo delicado de las células ciliadas, es decir las células sensorias, que por ser de un tamaño muy pequeño (2 μm) están fácilmente expuestas a sufrir daños. [3]

2.1.3. Patologías

2.1.3.1. Presbiacusia y socioacusia

Se observa en general que con el transcurso de los años las personas experimentan una disminución en su capacidad auditiva, denominada presbiacusia. Esto se debe a dos factores: el desgaste natural de los tejidos, y la exposición a ruidos considerados normales en la sociedad. Un estudio realizado en una población muy poco ruidosa del Sudán (dado a conocer en 1962) reveló que la presbiacusia era mucho menos marcada que en ciudades como Nueva York, en las cuales se observan niveles de ruido ambiente considerablemente mayores. Por esta razón se propuso el nombre de socioacusia para contemplar este efecto.

Uno de los parámetros más utilizados para medir la audición es el umbral auditivo, que se determina con diversos procedimientos. En realidad se toma en cuenta el desplazamiento o

aumento del umbral con relación al umbral considerado normal¹¹ para cada una de las frecuencias normalizadas. Cuando el aumento del umbral es permanente o irreversible, se denomina pérdida auditiva [3]. En la **Figura 2.13** se ha representado la pérdida auditiva en función de la frecuencia para diversas edades.

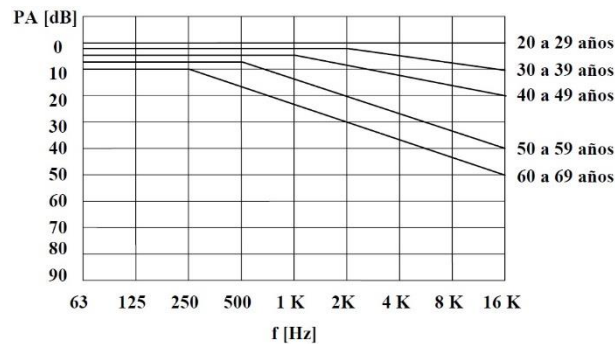


Figura 2.13 Evolución promedio de la presbiacusia, en función de la frecuencia y de la edad, según Scherzer. [3]

2.1.3.2. Desplazamiento temporal del umbral

Cuando una persona está sometida a ruidos intensos durante un periodo relativamente corto de tiempo, experimenta un aumento temporario del umbral auditivo, que desaparece después de algunas horas de descanso. Es éste el primer efecto de la exposición a ruidos de elevado nivel sonoro, y si bien suele ser reversible (salvo que el ruido sea repentino y de nivel demasiado alto, como en una explosión o un ruido impulsivo o de impacto de gran violencia), la reiteración continuada de tales exposiciones termina, a medio plazo, ocasionando desplazamientos permanentes del umbral.

El desplazamiento temporal se produce siguiendo un crecimiento asintótico durante las primeras horas de exposición. Después de unas 8 a 16 h se alcanza una meseta cuya magnitud depende del nivel sonoro en dBA. Interrumpida la exposición, después de una inestabilidad inicial del umbral (que dura alrededor de 2 minutos) el aumento del umbral comienza a retroceder, y lo hace en forma aproximadamente lineal con el logaritmo del tiempo hasta desaparecer. El proceso es tanto más rápido cuanto menor fue el nivel sonoro durante la exposición. Aunque no se conoce aún en detalle el proceso del desplazamiento permanente

¹¹ El umbral corresponde conceptualmente a la línea de 0 fonio de las curvas de Fletcher y Munson de la **Figura 3.3**, pero en realidad se toma el valor que corresponde a un nivel de sonoridad de 4,2 fonios. Según las curvas de igual nivel de sonoridad normalizadas (por ejemplo, según la Norma UNE ISO 226-2013) [19].

del umbral inducido por ruido, se supone que sigue una evolución similar a la correspondiente al desplazamiento temporario. [3]

2.1.3.3. Hipoacusia

La hipoacusia, es decir, la disminución de la capacidad auditiva, puede ser de dos tipos básicos: conductiva y perceptiva, según que la causa sea una deficiencia en la conducción del sonido hasta el oído interno, o una disfunción de la cóclea o la vía nerviosa, respectivamente. [3]

Hipoacusia conductiva

La hipoacusia conductiva puede deberse a obstrucciones del canal auditivo causadas por algún objeto, cuerpo extraño o tapón de cerumen, o bien por lesión o destrucción del tímpano, o por el endurecimiento o pérdida de funcionalidad de los huesecillos, o por supuración del oído medio a causa de alguna infección otorrinolaringológica (otitis media). Se caracteriza por una audiometría aérea anormal y ósea normal, como se muestra en la **Figura 2.13**, ya que la audición por vía ósea esencialmente no depende del aparato conductivo, accediendo directamente a la cóclea. Un examen logaudiométrico, presenta un desplazamiento hacia niveles de presión sonora más elevados, pero siempre alcanza un nivel para el cual el valor de articulación (porcentaje de aciertos) alcanza el 100% (**Figura 2.14**).

En general los problemas conductivos son reversibles. Las obstrucciones del canal auditivo se resuelven con una simple limpieza de oído, removiendo los elementos obstructivos o disolviendo con agua tibia el tapón de cerumen. El tímpano se reconstruye o cicatriza naturalmente, y en casos severos puede repararse quirúrgicamente (timpanoplastia). Las supuraciones de oído medio se corrigen con tratamientos adecuados hasta la recesión de la infección. Por último, los inconvenientes con la cadena osicular admiten también corrección por la vía quirúrgica, siendo posible el reemplazo de los huesecillos por prótesis. [3]

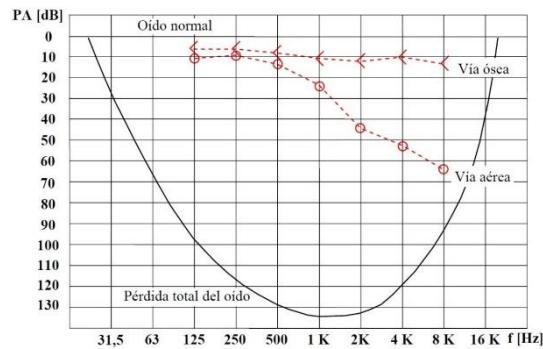


Figura 2.14 Ejemplo de audiometría tonal correspondiente a una hipoacusia conductiva. La curva correspondiente a excitación por vía aérea muestra una pérdida auditiva, debida a alguna obstrucción o disfunción del aparato conductivo (oído externo y medio), mientras que la curva obtenida por vía ósea es normal. [3]

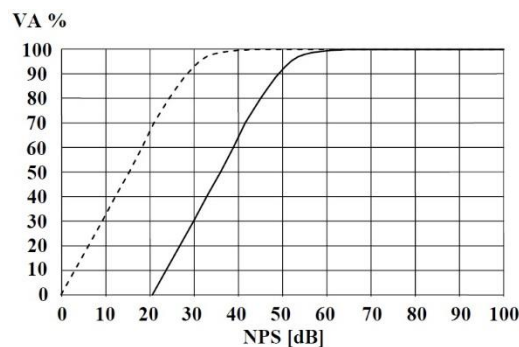


Figura 2.15 Ejemplo de logaudiometría correspondiente a una hipoacusia conductiva. Como referencia se ha incluido la curva normal en línea de trazos. [3]

Hipoacusia perceptiva

La hipoacusia perceptiva puede deberse a una lesión de la cóclea (lesión coclear) o a una lesión del nervio coclear (lesión retrococlear). En este caso hay coincidencia entre las audiometrías por vía aérea y ósea (siempre y cuando no exista concurrentemente una hipoacusia conductiva), como se muestra en la **Figura 2.16**.

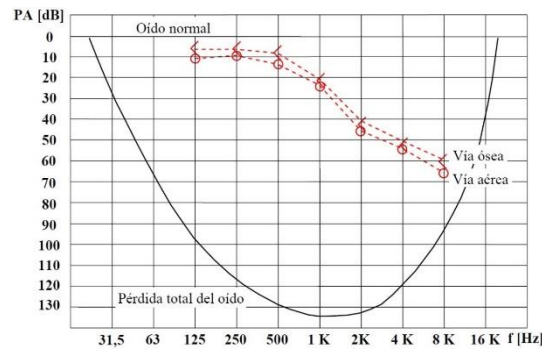


Figura 2.16 Ejemplo de audiometría tonal correspondiente a una hipoacusia perceptiva. Las curvas correspondientes a excitación por vía aérea y ósea presentan una pérdida auditiva similar. [3]

Con respecto a la logaudiometría, en el caso de lesión retrococlear (del nervio), al aumentar el nivel de presión sonora se alcanza una meseta con un porcentaje de aciertos inferior al 100% que aún con un posterior aumento del nivel de presión sonora no puede ser mejorado. En el caso de la lesión coclear, el problema se agrava, dado que el valor de articulación alcanza un máximo hacia los 70 dB u 80 dB y luego se reduce, lo cual restringe notablemente el rango de sonoridades para el cual se logra una relativa inteligibilidad de la palabra (**Figura 2.17**).

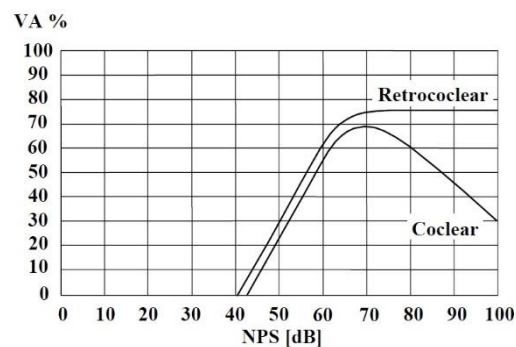


Figura 2.17 Ejemplo de logaudiometría correspondiente a una hipoacusia conductiva. Como referencia se ha incluido la curva normal en línea de trazos. [3]

A diferencia de la hipoacusia conductiva, las hipoacusias de origen coclear y retrococlear son en general irreversibles. En los casos de hipoacusia coclear profunda pero con el nervio auditivo en buenas condiciones, existe hoy en día la posibilidad de implantar quirúrgicamente un tipo de prótesis denominado genéricamente implante coclear, que sustituye rudimentariamente al órgano de Corti. Dicho implante coclear consiste en una serie de electrodos distribuidos a lo largo de la cóclea, comandados exteriormente (a través del hueso mastoides) por acoplamiento magnético. La excitación que se aplica al nervio auditivo por estos electrodos es el resultado de una descomposición en frecuencias semejante a la que

se verifica en una cóclea normal, realizada en este caso por un procesador electrónico sobre la señal acústica.

El resultado de esta intervención, como puede comprenderse fácilmente, es muy limitado, ya que se reemplazan alrededor de 25.000 células ciliadas por un número muy inferior de electrodos (por ejemplo, 22 electrodos). A pesar de ello, con un entrenamiento y rehabilitación meticulosos, puede recuperarse parcialmente la comunicación oral. Es de esperar que esta técnica vaya mejorando progresivamente, de modo de brindar una solución más completa a la sordera coclear. [3]

Hipoacusia profesional

Se denomina hipoacusia profesional o profesoacusia a la pérdida auditiva permanente o irreversible causada por la exposición prolongada (generalmente durante años) a niveles de ruido excesivos en ambientes laborales, es decir durante varias horas por día. No debe confundirse esto con el trauma acústico, que es la pérdida repentina de la audición a causa de una exposición accidental a ruidos excepcionalmente fuertes, como explosiones, disparos, etc. sin la debida protección auditiva. La hipoacusia profesional tiene una evolución con el tiempo bastante característica, tal como se muestra en la **Figura 2.18**. Dentro de los primeros dos años de exposición se produce un ligero aumento del umbral en la banda entre 3 kHz y 6 kHz. Dicho incremento no es significativo para la comprensión oral, porque las frecuencias más importantes para la palabra están por debajo de los 3 kHz. Por este motivo la incipiente hipoacusia suele pasar desapercibida, más aún teniendo en cuenta la gran adaptabilidad del ser humano, que lo lleva a acostumbrarse sin inconvenientes a cambios graduales como éstos. Hacia los 10 años de exposición ya se ha producido un significativo aumento del umbral en 4 kHz, denominado escotoma (un pico de 30 dB), y la lesión comienza a manifestarse también en frecuencias más bajas. Después de unos 20 años el escotoma se profundiza, afectándose la banda de los 2 kHz, aunque aún sin una pérdida significativa para la palabra. Después de eso, el escotoma se profundiza aún más y luego de unos 35 años, se tiene una pérdida auditiva de alrededor de 50 dB en toda la banda de 2 kHz a 4 kHz, lo cual constituye una incapacidad considerable para la inteligibilidad del habla.

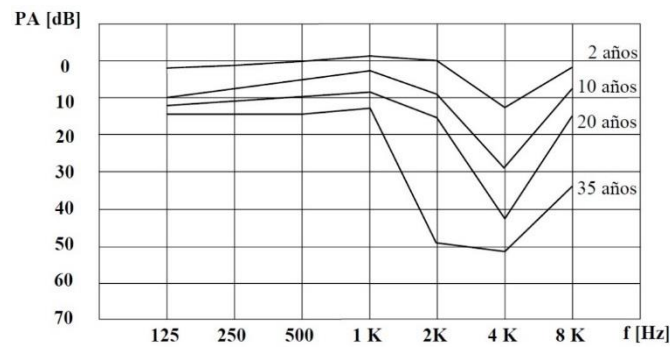


Figura 2.18 Evolución de una hipoacusia profesional. Comienza afectando las altas frecuencias y luego se propaga y profundiza hacia las frecuencias esenciales para la comprensión de la palabra. [3]

La evolución descrita concuerda bastante bien con la evolución del desplazamiento temporario del umbral, lo cual puede utilizarse para evaluar preventivamente la posible evolución de una hipoacusia irreversible. La causa de la hipoacusia de origen laboral está en la lesión crónica de regiones desprotegidas del órgano de Corti, que a falta del necesario periodo de recuperación se va profundizando hasta la destrucción definitiva de las células.

Es interesante observar que las zonas más desprotegidas son aquellas que corresponden a las frecuencias de mayor sensibilidad del oído, y por ello no sorprende la aparición de un escotoma en dicha región. Los ruidos de baja frecuencia son por lo tanto menos dañinos que los de alta frecuencia. También debe observarse que los ruidos tonales resultan más perjudiciales que los ruidos de banda más ancha, ya que concentran toda su energía en regiones específicas del órgano de Corti, afectando de un modo muy intenso unas pocas células ciliadas. Los ruidos cuyo espectro está más distribuido, en cambio, reparten su energía entre muchas más células, con lo cual cada célula recibe una dosis menor.

Por último, cabe notar que los ruidos de carácter impulsivo y por lo tanto de muy corta duración son potencialmente muy peligrosos, ya que pueden ser muy intensos y sin embargo evocar una sensación de sonoridad mucho menor. Ello se debe a que la sensación de sonoridad demora algunos cientos de milisegundos antes de manifestarse en toda su dimensión, debido a que la percepción de la intensidad experimenta un mayor retardo que la de la frecuencia. El resultado puede ser que ante la reiteración de los impulsos, se produzca muy rápidamente daño auditivo sin que el sujeto expuesto advierta el peligro.

3. Normativa

La International Organization for Standardization (Organismo Internacional de Normalización), abreviadamente ISO, es una institución que agrupa a los institutos nacionales, por ejemplo AENOR (Asociación Española de Normalización y Certificación). Esta organización emite normas internacionales una vez sometidas a la votación de sus miembros. Las normas son el resultado del trabajo de diversos comités técnicos, en los que participan representantes de los diversos organismos nacionales. Una vez que un comité elabora un borrador (draft), el mismo pasa a consideración de sus miembros, y finalmente a votación. Los procedimientos de aprobación son severos, requiriéndose una mayoría especial del 75% para que un borrador se transforme en norma.

Las normas internacionales, de igual modo que las nacionales, son de adhesión voluntaria, vale decir que constituyen bases para un compromiso o acuerdo explícito o implícito entre dos o más partes. Sin embargo, en muchas ocasiones pasan a formar parte de legislaciones de alcance local, nacional o internacional.

Las normas correspondientes a acústica son preparadas y discutidas por el comité técnico ISO/TC 43 Acoustics, que ha emitido una considerable cantidad de normas internacionales. Muchas de las normas establecen procedimientos de medición que garanticen resultados correctos y repetibles cuando los mismos son aplicados por diversas personas o laboratorios. Otras normas, se refieren a los efectos esperables cuando se aplican determinados estímulos al ser humano. Para su trabajo, este comité reúne resultados de numerosos trabajos científicos, los compara y compatibiliza, obteniendo relaciones que gocen del máximo consenso o acuerdo posible en un determinado estado de avance del conocimiento sobre el asunto considerado.

3.1. Antecedentes históricos

El efecto del ruido laboral sobre la audición humana se conoce desde tiempos remotos. Ocupaciones como la herrería, la calderería y otras industrias metalúrgicas conducían a la larga a la sordera de quienes las practicaban.

Plinio el Viejo (28-79 DC) había observado que los nativos que vivían y pescaban cerca de las cascadas y rápidos del alto Nilo ensordecían [6].

Hacia el año 1700, Bernardino Ramazzini [7] (1633-1714) describía, en su obra “De Morbis Artificum Diatriba”, los efectos del ruido sobre la audición de los broncistas en estos

términos: “...Existen broncistas en todas las urbes y en Venecia se agrupan en un solo barrio; allí martillan el día entero para dar ductilidad al bronce y fabricar luego con él vasijas de diversas clases; allí también sólo ellos tienen sus tabernas y domicilios, y causan tal estrépito que huye todo el mundo de un paraje tan molesto. Dáñase pues principalmente el oído del continuo fragor y toda la cabeza por consiguiente; ensordecen poco a poco y al envejecer quedan totalmente sordos; el tímpano del oído pierde su tensión natural de la incesante percusión que repercute a su vez hacia los lados en el interior de la oreja debilitando y pervirtiendo todos los órganos de la audición...”

La investigación sistemática de tales efectos más allá de la observación empírica debió esperar al siglo XX, cuando la tecnología hizo posible cuantificar y medir no sólo el sonido en sus diferentes aspectos (intensidad y contenido espectral), sino también la propia audición. Debido a la imposibilidad ética de experimentar intencionadamente con la audición humana, por ejemplo induciendo pérdidas auditivas por exposición a ruidos controlados, los científicos recurrieron a reunir grandes cantidades de datos obtenidas de situaciones de exposición a ruidos de carácter laboral.

Al parecer, en el ámbito ocupacional priman y han primado siempre otros criterios éticos por los cuales el factor económico se encuentra por encima del derecho individual a la salud orgánica y psíquica. Aunque las técnicas de control de ruido han mejorado notablemente en las últimas décadas, la así llamada factibilidad económica suele ser la principal preocupación, en detrimento de la salud y bienestar de los trabajadores [8]. Como ejemplo notable de cuán internalizada está esta concepción en el pensamiento contemporáneo, podemos citar las siguientes palabras del Dr. Aram Glorig [9], un conocido investigador sobre los efectos del ruido: “Es obvio (...) que si vamos a adoptar la postura de que no haya riesgo auditivo en absoluto, los niveles de exposición a ruido deben ser de 80 dBA o menos. También se sabe que lograr esos niveles en la industria con maquinarias tal como están diseñadas en la actualidad es económicamente impráctico. Por consiguiente, la comunidad debe aceptar un compromiso y asumir cierto riesgo que sea consistente con ese compromiso.”

En algunos casos se ha utilizado la hipótesis denominada de igualdad de los efectos temporarios, según la cual la disminución auditiva temporal (y por lo tanto reversible) ante una exposición a ruidos de determinadas características es una réplica de la pérdida auditiva permanente al cabo de varios años de reiterada exposición al mismo tipo de ruidos. Esta

hipótesis permite realizar experimentos menos cuestionables, al no implicar daños permanentes sino temporarios en los sujetos investigados, los cuales pueden extrapolarse a los efectos irreversibles. Sin embargo, la hipótesis ha revelado no ser del todo correcta.

En el celebrado “*Acoustics*”, libro publicado por Leo L. Beranek [10], se describen los primeros criterios tentativos en relación con los niveles capaces de dañar el oído. En este caso el criterio, propuesto por Kryter [11], estaba dado en términos de lo que en Psicoacústica se conoce como bandas críticas.¹² Según el mismo, se establecía un límite para el nivel de presión sonora en cada banda crítica de 85 dB por encima del umbral de audición (**Tabla 3.1**). Si en todas las bandas críticas el nivel del ruido estaba 5 dB por debajo del límite, entonces ante exposiciones laborales de 8 horas diarias y 50 semanas al año durante 5 años la probabilidad de tener daño auditivo era muy baja. Si, en cambio, la exposición estaba 5 dB por encima en alguna banda, aún en una exposición durante un año la probabilidad de que algunas personas expuestas tuvieran daño permanente era alta.

f	$L_{m\acute{a}x}$ [dB] Banda crítica	$L_{m\acute{a}x}$ [dB] Banda de octava
50	110	110
100	95	102
200	88	97
400	85	95
800	84	95
1600	83	95
3150	82	95
6300	81	95

Tabla 3.1 Criterio de Kryter sobre daño auditivo (adaptación). [8]

En otro de los libros escrito por Beranek, en este caso con la colaboración de otros autores, “*Noise Reduction*” (1960), Kryter aporta un capítulo con criterios actualizados sobre los efectos del ruido en la audición [12]. Los dos más significativos son los incluidos en el

¹² Una banda crítica es una banda de frecuencia centrada alrededor de un tono tal que el enmascaramiento producido por un ruido blanco que se extiende hasta afuera de dicha banda no es mayor que si el ruido se limita sólo a la banda (suponiendo la misma potencia total).

reglamento AFR 160-3 de la fuerza aérea norteamericana, de 1956, y el de la American Standards Association de 1954. El primero de ellos establece un límite de 85 dB para la exposición a ruidos de banda ancha a lo largo de toda la vida en todas las bandas de octava, que por comparación con el de Kryter demuestra ser bastante más estricto. Además, por primera vez incluye una penalización de 10 dB por sonidos tonales. Es decir, que para un tono puro el límite ha de ser de 75 dB en lugar de 85 dB. La razón para ello es que en una octava hay alrededor de 10 bandas críticas,¹³ por lo cual un ruido de banda ancha de 85 dB en una dada octava correspondería aproximadamente a 75 dB en cada una de sus 10 bandas críticas.

El criterio de la American Standards Association, por su parte, establece que si se somete a un grupo de personas a una exposición laboral (8 horas por día laborable) durante 25 años de manera que en las bandas de octava superiores a 300 Hz el nivel sea menor de 80 dB los daños auditivos serán despreciables. Lo interesante de este criterio es que por primera vez se considera el concepto de distribución estadística de la población en cuanto a su agudeza auditiva, y a la introducción de dos límites arbitrarios con respecto a cuándo se considera que se tiene daño auditivo (en este caso, cuando la pérdida alcanza los 15 dB) y a qué porcentaje de afectados se considera despreciable (en este caso, un 1%).

Finalmente, Kryter concluye proponiendo un criterio en el cual tiene en cuenta la susceptibilidad para diferentes grupos etarios, teniendo en cuenta el concepto de presbiacusia, es decir la disminución de la agudeza auditiva con la edad. Kryter propone en este caso que la presbiacusia se origina en la menor tolerancia a los ruidos de la vida diaria a medida que avanza la edad.

La conclusión anterior es coherente con un célebre trabajo de Rosen, Bergman, Plester, El-Mofty y Satti de 1962. Este grupo de investigadores se trasladó a la República de Sudán, en el continente africano, e investigó a los Mabaans, un pueblo tribal primitivo de desarrollo cultural comparable a la edad de piedra tardía. La condición que cumplían era la de ser personas muy tranquilas, pacíficas y silenciosas, siendo el nivel sonoro habitual de 40 dBC. Los máximos niveles encontrados fueron de 110 dB al final gritado de unos cánticos corales realizados esporádicamente durante los dos meses al año de cosecha primaveral. Realizaron estudios audiométricos a más de 500 individuos de uno y otro sexo y todas las edades, y

¹³ Las bandas críticas para sonoridad resultan ser 2,5 veces mayores que las de enmascaramiento, lo cual corresponde a alrededor de 1/3 de octava. Se ha argumentado que las “bandas críticas para el daño auditivo” deberían ser más acordes a las correspondientes a la sonoridad que al enmascaramiento.

comprobaron que las pérdidas auditivas promedio eran, a los 70 años, comparables a las correspondientes a individuos de entre 30 y 50 años del estado norteamericano de Wisconsin y otros, aún de grupos poblacionales seleccionados por su baja exposición a ruidos [13]. Estos resultados han consolidado la denominación de socioacusia para el deterioro auditivo con la edad en contextos sociales relativamente ruidosos (si bien de niveles no tan altos como los laborales).

En otro importante libro de Leo Beranek, escrito con la contribución de un nutrido grupo de especialistas, “*Noise and Vibration Control*” [14], Aram Glorig, médico higienista, aporta el capítulo sobre criterios de riesgo auditivo. En él aparece un criterio completo de carácter estadístico en el que se tiene en cuenta la exposición en términos de nivel sonoro del ruido con compensación A, en lugar de clasificarlo en términos de su distribución espectral. Esto implica una enorme simplificación en la obtención de los datos, ya que permite prescindir de equipamientos costosos tales como analizadores de espectro. El precio a pagar es que se limita a cierto tipo de ruidos industriales de banda ancha.

El criterio, indicado en la **Tabla 3.2**, considera la cantidad de años de exposición así como la edad, y proporciona el riesgo porcentual de adquirir una discapacidad auditiva permanente, definida como un aumento promedio de 25 dB en el umbral auditivo correspondiente a las frecuencias de 500 Hz, 1000 Hz y 2000 Hz (a partir del cual comienza a haber dificultades para la inteligibilidad de la palabra hablada). El riesgo, a su vez, se define como la diferencia entre el porcentaje de personas en un grupo sometido a una determinada exposición a ruido que adquiere discapacidad auditiva permanente y el porcentaje de personas no expuestas que adquiere dicha discapacidad. Según puede observarse, el riesgo aumenta hasta cierta edad y luego disminuye.

Esto se debe a que a edades avanzadas, ya sea por efectos presbiacúsicos o socioacúsicos, la audición se deteriora rápidamente aún sin exposición significativa a ruidos laborales, por lo cual el efecto del ruido parece menos importante [14].

Edad		20	25	30	35	40	45	50	55	60	65
Años de exposición		0	5	10	15	20	25	30	35	40	45
Nivel de exposición [dBA]	80	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	85	0	1,0	2,6	4,0	5,0	6,1	6,5	8,0	8,0	6,5
	90	0	3,0	6,6	10,0	11,9	13,4	15,6	17,5	18,0	14,5
	95	0	5,7	12,3	18,2	21,4	24,1	26,7	28,3	28,0	24,0
	100	0	9,0	20,7	30,0	35,9	38,1	40,8	41,5	40,0	35,0
	105	0	13,2	31,7	44,0	49,9	54,1	57,8	57,5	54,0	44,5
	110	0	19,0	46,2	61,0	68,4	73,1	73,8	71,5	64,0	51,5
	115	0	26,0	61,2	79,0	83,9	86,1	84,3	89,5	70,0	55,0

Tabla 3.2 Criterio de Glorig sobre riesgo porcentual de daño auditivo (adaptación). [8]

En 1972, la Agencia de Protección Ambiental de los Estados Unidos (Environmental Protection Agency, EPA)¹⁴, fue comisionada por el Congreso, como parte de los requerimientos de la Ley de Control de Ruido (Noise Control Act, 1972), para elaborar y publicar una serie de criterios con respecto al ruido. El resultado fue un extenso documento emitido en marzo de 1974 bajo el título de “*Información sobre los niveles de ruido ambiental requeridos para proteger la salud y el bienestar públicos con un adecuado margen de seguridad*”, más conocido como “*The ‘Levels’ Document*” [15]. Es una afortunada circunstancia el que el propósito de dicha investigación fuera sólo informar y no regular, ya que entonces fueron dejados de lado diversos intereses políticos y económicos y el estudio se concentró en obtener resultados científicos y no compromisos entre lo deseable y lo posible.

Las premisas básicas de las cuales partió este organismo fueron las siguientes:

- En general el efecto más notorio del ruido se produce en la frecuencia audiométrica de 4000 Hz, por lo tanto el propósito del criterio es proteger esta frecuencia.
- Los cambios en el nivel de audición menores de 5 dB son difíciles de determinar confiablemente y además se consideran escasamente significativos.

¹⁴ La EPA es el organismo gubernamental federal encargado de regular los aspectos medioambientales en los Estados Unidos.

- Un individuo no puede ser dañado auditivamente por sonidos que no puede escuchar.
- Si se protege al 96% de las personas con mejor audición, el 4% restante también estará protegido pues corresponden a aquéllos que, por tener ya hipoacusias, no pueden oír los sonidos que resultan admisibles para el resto.

Bajo estas condiciones, la EPA concluye que el nivel de protección es de 70 dBA promedio a lo largo de las 24 horas diarias durante un intervalo de 40 años. Trasladado al campo laboral, esto es equivalente a un límite de 75 dBA en una jornada laboral de 8 horas.

Ahora bien, este criterio no debe interpretarse en el sentido de que sea generalmente peligroso exponerse a sonidos de más de 75 dBA. Para empezar, el criterio propuesto es el de un cambio de 5 dB en el umbral auditivo, que es un criterio muy conservativo. De hecho, el criterio audiológico comúnmente aceptado es de entre 20 dB y 25 dB para ingresar en el terreno de la patología. En segundo lugar, este criterio protege aún a las personas con mayor fragilidad auditiva, por lo cual la mayoría de las personas no sufrirán ninguna consecuencia. En tercer lugar, el descriptor utilizado es un nivel equivalente o promedio, por lo cual a menos que el ruido sea casi constante, habrá altibajos que permiten que, superándose por momentos dicho valor, en otros los niveles sean menores.

En 1971 surge la primera edición de la Norma ISO 1999, que se propone normalizar la determinación del riesgo auditivo por exposición a ruido, y se actualiza en 1975. El principio es similar al de Glorig, con diferencias en los valores. Utiliza el criterio de daño auditivo de 25 dB para el promedio del aumento del umbral auditivo en 500 Hz, 1000 Hz y 2000 Hz, y el parámetro considerado como nivel de exposición es el nivel sonoro continuo equivalente con ponderación A referido a una semana laboral de 40 horas. Para otras exposiciones será necesario efectuar una conversión. La versión de 1975 de esta norma daba un procedimiento de cálculo basado en tablas de índices parciales de exposición asociados con un nivel sonoro y su duración. El índice parcial de exposición es el porcentaje de energía aportado por la presencia de un nivel sonoro L_i durante un tiempo Δt_i (en horas) con respecto al aportado por un nivel sonoro de 90 dBA durante 40 horas, es decir:

$$E_i = \frac{\Delta t_i}{40} 10^{\frac{L_i - 70}{10}}$$

Ecuación 3.1

Luego se obtiene el nivel equivalente L_{eq} mediante la expresión

$$L_{eq} = 70 + 10 \log E_i \quad \text{Ecuación 3.2}$$

En la actualidad este procedimiento puede evitarse teniendo en cuenta que la mayoría de los sonómetros son integradores.

Edad		18	23	28	33	38	43	48	53	58	63
Años de exposición		0	5	10	15	20	25	30	35	40	45
Nivel de exposición [dBA]	80	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	85	0	1	3	5	6	7	8	9	10	7
	90	0	4	10	14	16	16	18	20	21	15
	95	0	7	17	24	28	29	31	32	29	23
	100	0	12	29	37	42	43	44	44	41	33
	105	0	18	42	53	58	60	62	61	54	41
	110	0	26	55	70	76	78	77	72	62	45
	115	0	36	71	82	86	84	81	75	64	47

Tabla 3.3 Criterio ISO 1999:1975 sobre riesgo porcentual de daño auditivo (adaptación). [8]

Consideremos un ejemplo que nos permitirá una comparación con la edición de 1990. Supongamos un disc-jockey que trabaja 4 horas por día durante 3 días semanales sometido a un nivel equivalente en cada sesión de 105 dBA, y que efectúa ese trabajo desde los 18 años hasta los 33 años. Entonces, efectuando los cálculos, el nivel equivalente resulta ser de aproximadamente 100 dBA. La exposición es de 15 años, por lo cual el riesgo porcentual es de un 37%: casi 4 de cada 10 individuos en estas condiciones superará los 25 dBA de pérdida auditiva promedio.

3.2. Desplazamiento del umbral de audición

3.2.1. UNE EN ISO 7029-2000

3.2.1.1. Introducción

La presbiacusia ha sido definida como el deterioro auditivo progresivo con la edad. Para que el deterioro auditivo padecido por un individuo dado pueda atribuirse sólo a la edad es necesario asegurarse de que dicho individuo no esté ni haya estado expuesto a factores

capaces de alterar la audición. Entre estos factores se encuentra la exposición a ruidos intensos (ya sean laborales, comunitarios, recreacionales o de cualquier otra naturaleza), las enfermedades o alteraciones conductivas o cocleares, la exposición a sustancias o fármacos ototóxicos, etc. El estudio realizado por Rosen en Sudán [13] señala, inclusive, otras posibles razones, como la relación indirecta entre alimentación, tensión arterial y oxigenación del órgano de Corti. En general es difícil separar de forma rigurosa los efectos atribuibles sólo a la edad de otras causas.

Si bien sería de interés científico obtener resultados “absolutos” inherentes a la especie humana, ello implicaría descartar cada una de las causas no atribuibles específicamente al proceso natural de envejecimiento. Pero ¿acaso es posible desvincular el envejecimiento de la influencia ambiental? Muy probablemente el envejecimiento general (incluyendo el del aparato auditivo) se acelere a causa de algunos factores y se retarde debido a otros. Tal vez el envejecimiento se reduzca a un mínimo bajo ciertas condiciones (alimentación ideal, costumbres saludables en todos los aspectos, actividades de reducido impacto emocional, anímico o psicológico, etc.),¹⁵ pero los resultados obtenidos sobre poblaciones que cumplieran con esas condiciones no serían generalizables y por lo tanto su valor práctico sería muy limitado.

La Norma ISO 7029 constituye una solución de compromiso para este dilema. Sin pretender controlar todos los factores que podrían incidir en el envejecimiento auditivo, tiene en cuenta al menos los elementos principales que pudieran afectar a la audición en forma permanente o temporaria. Resume el conocimiento científico acumulado para el caso de personas otológicamente normales, es decir, personas que gozan de buena salud general, que no tienen cerumen en sus oídos ni antecedentes de enfermedades auditivas ni de exposición a ruidos anormalmente intensos (como los de las actividades laborales ruidosas).

3.2.1.2. Desviación del umbral de audición

El parámetro que permite medir o expresar el grado de deterioro auditivo es la desviación del umbral de audición, es decir, el incremento del mínimo nivel de presión sonora audible. En la norma se define como el umbral de audición de un sujeto, menos la mediana del umbral de audición de una población de sujetos de 18 años de edad otológicamente normales y del mismo sexo.

¹⁵ De hecho, condiciones como esas fueron las buscadas por el equipo de Rosen [13].

Esta Norma proporciona la distribución estadística de las desviaciones del umbral auditivo para las edades entre los 18 y los 70 años, en función de la mediana y de la distribución en torno a la mediana. La mediana del umbral de audición para cada edad Y (en años) debe calcularse por medio de la expresión:

$$\Delta H_{med,Y} = \alpha(Y - 18)^2 \quad \text{Ecuación 3.3}$$

La constante α está especificada en la Norma para cada frecuencia audiométrica. En la **Tabla 3.4** se indican sus valores, y en la **Figura 3.1** se muestran de forma gráfica algunos valores de la desviación del umbral de audición.

f [Hz]	α [dB/año ²]	
	Hombres	Mujeres
125	0,0030	0,0030
250	0,0030	0,0030
500	0,0035	0,0035
1000	0,0040	0,0040
1500	0,0055	0,0050
2000	0,0070	0,0060
3000	0,0115	0,0075
4000	0,0160	0,0090
6000	0,0180	0,0120
8000	0,0220	0,0150

Tabla 3.4 Valores del coeficiente α .

[16]

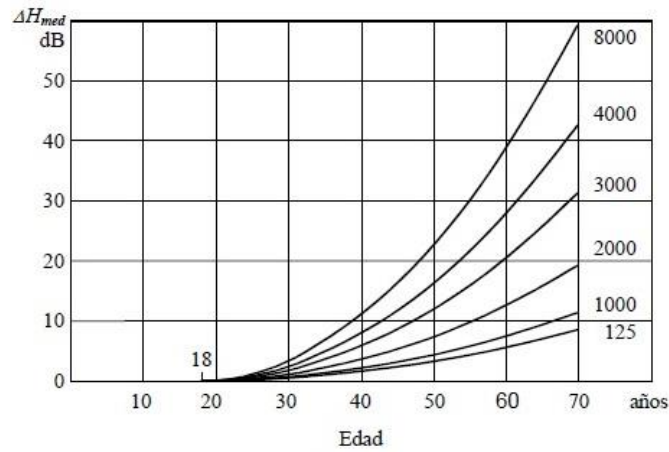


Figura 3.1 Mediana de la desviación del umbral de audición en función de la edad, con la frecuencia en Hz como parámetro. [8]

Una vez calculada la mediana se pueden obtener los fractiles considerando que cada una de las mitades de la función de densidad de probabilidad está dada aproximadamente por una distribución de Gauss. Naturalmente, sería mejor si pudiera utilizarse una única función gaussiana, pero lamentablemente la distribución no es simétrica. Se recurre entonces a una distribución con dos desvíos estándar diferentes. Uno mayor, s_u , para la mitad superior, y uno menor, s_l , para la mitad inferior, dados por:

$$s_u = b_u + 0,445 \cdot \Delta H_{med,Y} \quad \text{Ecuación 3.4}$$

$$s_l = b_l + 0,356 \cdot \Delta H_{med,Y} \quad \text{Ecuación 3.5}$$

donde b_u y b_l son valores que vienen tabulados en la **Tabla 3.5** para ambos sexos y para las diversas frecuencias audiométricas. En la **Figura 3.2** se muestran las funciones de densidad de probabilidad y de probabilidad acumulada.

f [Hz]	b_u [dB]		b_l [dB]	
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
125	7,23	6,67	5,78	5,34
250	6,67	6,12	5,34	4,89
500	6,12	6,12	4,89	4,89
1000	6,12	6,12	4,89	4,89
1500	6,67	6,67	5,34	5,34
2000	7,23	6,67	5,78	5,34
3000	7,78	7,23	6,23	5,78
4000	8,34	7,78	6,67	6,23
6000	9,45	8,90	7,56	7,12
8000	10,56	10,56	8,45	8,45

Tabla 3.5 Valores de los parámetros b_u y b_l [16]

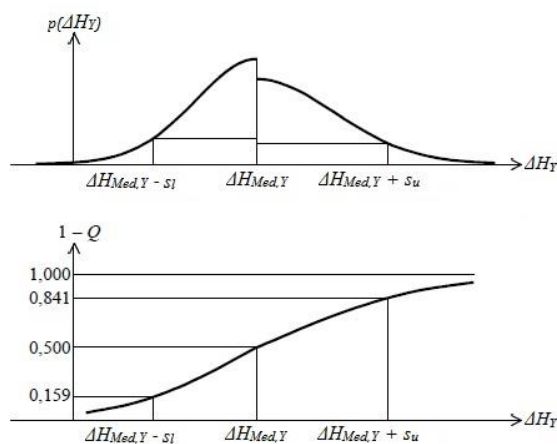


Figura 3.2 Densidad de probabilidad (asimétrica) para la distribución del nivel umbral de audición, y la función de probabilidad acumulada expresada en términos del fractil Q . [8]

Para determinar la desviación del umbral de audición, $\Delta H_{Q,Y}$, que se puede esperar que sea superada por una fracción determinada Q de una población de sujetos otológicamente

normales de edades Y y de sexo determinado, se aplican las ecuaciones **Ecuación 3.6** y **Ecuación 3.7** según que Q esté comprendido entre 0,05 y 0,50 o entre 0,50 y 0,95:¹⁶

$$\Delta H_{Q,Y} = \Delta H_{med,Y} + k \cdot s_u \quad (0,05 < Q < 0,50) \quad \text{Ecuación 3.6}$$

$$\Delta H_{Q,Y} = \Delta H_{med,Y} - k \cdot s_l \quad (0,50 < Q < 0,95) \quad \text{Ecuación 3.7}$$

donde los valores del factor multiplicador k corresponden a la distribución de Gauss, y se muestran en la **Tabla 3.6**.

Q		k	Q		k
0,05	0,95	1,645	0,26	0,74	0,643
0,06	0,94	1,555	0,27	0,73	0,613
0,07	0,93	1,476	0,28	0,72	0,583
0,08	0,92	1,405	0,29	0,71	0,553
0,09	0,91	1,341	0,30	0,70	0,524
0,10	0,90	1,282	0,31	0,69	0,496
0,11	0,89	1,227	0,32	0,68	0,468
0,12	0,88	1,175	0,33	0,67	0,440
0,13	0,87	1,126	0,34	0,66	0,413
0,14	0,86	1,080	0,35	0,65	0,385
0,15	0,85	1,036	0,36	0,64	0,359
0,16	0,84	0,995	0,37	0,63	0,332
0,17	0,83	0,954	0,38	0,62	0,306
0,18	0,82	0,915	0,39	0,61	0,279
0,19	0,81	0,878	0,40	0,60	0,253
0,20	0,80	0,842	0,41	0,59	0,228
0,21	0,79	0,806	0,42	0,58	0,202
0,22	0,78	0,772	0,43	0,57	0,176
0,23	0,77	0,739	0,44	0,56	0,151
0,24	0,76	0,706	0,45	0,55	0,126
0,25	0,75	0,675	0,46	0,54	0,100
			0,47	0,53	0,075
			0,48	0,52	0,050
			0,49	0,51	0,025
			0,50		0,000

Tabla 3.6 Valores del factor multiplicador k correspondiente a la distribución de Gauss. [17]

¹⁶ Para los rangos $Q < 0,05$ y $Q > 0,95$ los valores obtenidos no son suficientemente confiables pues representan sólo extrapolaciones de los datos experimentales.

Calculemos, como ejemplo, el umbral de audición correspondiente a varones de 43 años en 4000 Hz. La mediana viene dada por la **Ecuación 3.3**:

$$\Delta H_{med,43} = 0,016(43 - 18)^2 = 10 \text{ dB}$$

Los desvíos estándar superior e inferior, dados por las ecuaciones **Ecuación 3.4** y **Ecuación 3.5**

$$s_u = 8,34 + 0,445 \cdot 10 = 12,79 \text{ dB}$$

$$s_l = 6,67 + 0,356 \cdot 10 = 10,23 \text{ dB}$$

Con estos valores podemos estimar la desviación del umbral de audición que es superada, por ejemplo por un 20% de la población otológicamente normal. Como $Q = 0,2 < 0,50$, debemos utilizar el valor de s_u . De la **Tabla 3.6**, $k_{0,20} = 0,842$. Entonces:

$$\Delta H_{0,20,43} = 10 + 0,842 \cdot 12,79 = 20,77 \text{ dB} \cong 21 \text{ dB}$$

Esto se interpreta diciendo que en un 20% de la población de varones otológicamente normales (no expuestos a ruido) de 43 años, la desviación del umbral de audición en 4000 Hz es de 21 dB o más. En la **Tabla 3.7** se agregan algunos resultados más para varones de 45 y 65 años, correspondientes a tres fractiles.

Frecuencia [Hz]	Edad [años]					
	45			65		
	0,90	0,50	0,10	0,90	0,50	0,10
1000	-5	3	12	-1	9	22
2000	-5	5	17	1	15	34
4000	-2	12	29	11	35	66

Tabla 3.7 Desviación del umbral de audición (ΔH) en dB para diversas frecuencias, edades y fractiles (varones). [8]

Puede resultar curioso que los desplazamientos correspondientes al fractil 0,90 sean negativos. Por ejemplo, para varones de 45 años, el desplazamiento $H_{0,90}$ a 2000 Hz es

de -5 dB. Ello significa que el 90% de dicha población tiene un umbral de audición a esa frecuencia superior a -5 dB respecto al umbral normal. También puede interpretarse como que el 10% restante tiene una audición mejor en 5 dB con respecto a la normal. En otras palabras, en toda población siempre existe un pequeño porcentaje de individuos con audición superior a lo normal.

3.2.2. UNE 74-023-1992 (ISO 1999:2013)

3.2.2.1. Introducción

La Norma UNE 74-023-1992 es la equivalente española a la tercera edición de la Norma Internacional ISO 1999, de 1990 y actualmente anulada por la norma ISO 1999:2013¹⁷, y lleva por título “*Acústica – Determinación de la exposición al ruido en el trabajo y estimación de las pérdidas auditivas inducidas por el ruido*”¹⁸. A diferencia de la primera edición, la actual no se propone determinar directamente el riesgo auditivo, sino más bien la distribución estadística del daño auditivo expresado en términos del desplazamiento del umbral de audición a las diversas frecuencias.

Para comprender esta diferencia, recordemos que el riesgo auditivo es la diferencia porcentual entre los que adquieren una discapacidad determinada en un grupo expuesto y los que la adquieren en un grupo no expuesto. Ello implica adoptar un criterio más o menos arbitrario sobre qué se entiende por “discapacidad”. Ya hemos visto (en el **Capítulo 3.1**) por lo menos dos criterios diferentes:

- que el promedio de los desplazamientos del umbral auditivo en 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz supere los 25 dB. [9]
- que el umbral auditivo en 4 kHz sufra un desplazamiento de 5 dB. [15]

El criterio es arbitrario porque responde a una decisión de carácter más político que científico. Por ejemplo, podría considerarse que el tener dificultades para la comprensión oral implica discapacidad (lo cual corresponde al criterio de los 25 dB), pero también podría considerarse una discapacidad cualquier desplazamiento permanente medible del umbral (y entonces estaríamos en el criterio EPA). Aun refiriéndonos a la inteligibilidad oral, podría a

¹⁷ La edición en vigor de la norma se titula: “*Acústica – Estimación de las pérdidas auditivas inducidas por el ruido*” (No ha podido consultarse debido a que no se ha actualizado la norma española).

¹⁸ La primera edición (ISO/R 1999:1971), la segunda (ISO 1999:1975), así como la Norma equivalente española UNE 74-023-1987, llevaban el siguiente título: “*Acústica – Evaluación de la exposición al ruido en el trabajo con fines de protección auditiva*”.

su vez depender de la calidad de la inteligibilidad (expresada, por ejemplo, en términos del índice de articulación silábica deseado). El criterio a adoptar puede responder a condicionamientos de tipo económico o ético. Por ejemplo, si la legislación obliga al Estado (o al empleador, o a la compañía aseguradora) a pagar una indemnización a quienes adquieran discapacidad auditiva, la cantidad de indemnizaciones dependerá inversamente de la altura en que se ubique la “valla”.

La edición de 1990 de esta norma se aparta explícitamente de esta discusión, la cual se deja en manos de los entes de aplicación, sean éstos reparticiones gubernamentales nacionales, regionales o locales, o los departamentos de personal de las empresas, en caso de que desearan fijar políticas de higiene y seguridad más estrictas que las exigibles por ley. Las razones argumentadas son, esencialmente, la gran cantidad de criterios de discapacidad existentes, muchos de los cuales pueden estar plenamente justificados según el contexto.

El objetivo de esta edición de la norma es, entonces, dar, tan objetivamente como los conocimientos científicos disponibles lo permitan, la distribución estadística del desplazamiento permanente del umbral a diversas frecuencias en función de la edad y del nivel de exposición a ruido normalizado a una jornada laboral de 8 horas.

3.2.2.2. *Medición del ruido*

La norma ISO 1999:1990 utiliza el nivel de exposición a ruido, $L_{EX,8h}$, como magnitud fundamental para describir la intensidad del ruido. El mismo se origina en el nivel de presión sonora L_p , definido por la ecuación

$$L_p = 10 \log(p/p_0)^2 \quad \text{Ecuación 3.8}$$

donde p es la presión sonora, o diferencia entre la presión instantánea y la presión atmosférica estática, y p_0 es la presión de referencia, igual a 20 μPa . El nivel de presión sonora se expresa en decibelios, abreviados dB. La utilización de una expresión logarítmica para la presión sonora permite comprimir un rango muy amplio (típicamente desde 20 μPa hasta 2000 Pa) en un menor orden de magnitud (0 dB a 160 dB).

El nivel de presión sonora describe físicamente la intensidad instantánea del sonido, pero no tiene una correlación muy definida con lo que percibe el oído humano. En un intento por lograr una medida mejor correlacionada con la percepción subjetiva del sonido se recurrió a

las curvas isofónicas obtenidas en 1933 por Fletcher y Munson (**Figura 3.3**), las cuales indican, en un diagrama $f - L_p$, una serie de contornos para cada uno de los cuales la sonoridad subjetiva es la misma. El nivel de sonoridad, expresado en fonios, es el nivel de presión sonora a la frecuencia de 1000 Hz dentro de un contorno de sonoridad determinado. Se observa que en baja frecuencia y en muy alta frecuencia la sensibilidad del oído es menor, ya que a igual L_p el nivel de sonoridad percibido resulta menor¹⁹. Para realizar una medición que a la vez fuera objetiva pero vinculada a lo percibido, se introdujeron tres filtros, denominados A, B y C, destinados a procesar la señal sonora previamente a su efectiva medición. El filtro A tenía una respuesta en frecuencia aproximadamente opuesta al contorno de 40 fonios, el B, opuesta al de 70 fonios, y el C, opuesta al de 100 fonios (**Figura 3.4**). De esa manera, cada uno de estos filtros atenúa las frecuencias en que el oído es menos sensible, siendo el resultado aproximadamente indicativo de lo realmente percibido [18].

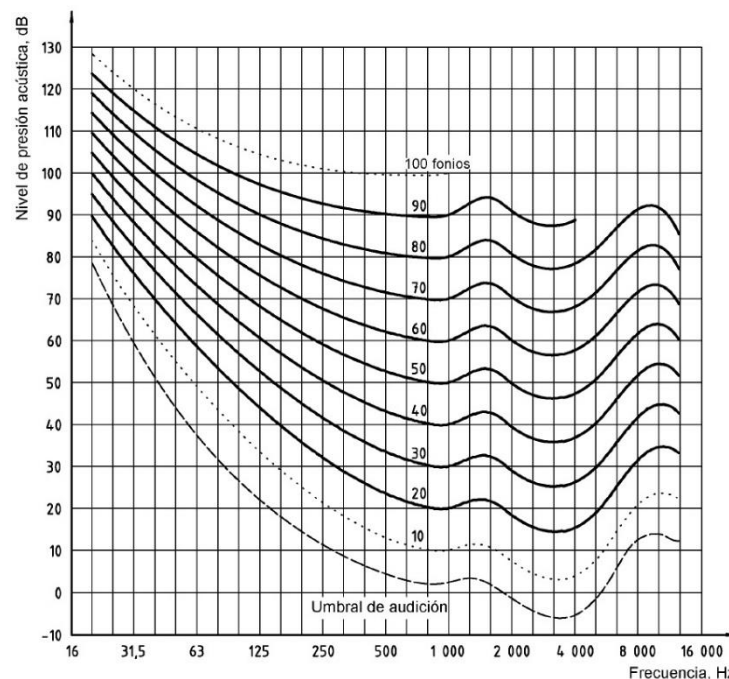


Figura 3.3 Contornos de Fletcher y Munson. Un tono de $f = 200$ Hz y $L_p = 40$ dB provocará la misma sensación de sonoridad que uno de 1000 Hz y 20 dB. Se dice entonces que tiene un nivel de sonoridad de 20 fonios. [19]

El resultado de medir intercalando el filtro A se expresa siempre en dBA, y análogamente en los otros casos. La idea original no funcionó demasiado bien, ya que la sensación de sonoridad en el caso de tonos múltiples o de ruidos de espectro amplio no puede ser

¹⁹ Las curvas de Fletcher y Munson fueron reemplazadas por las de Robinson y Dadson, determinadas nuevamente, con posterioridad, en condiciones más controladas. Actualmente están normalizadas por la norma ISO 226.

determinada mediante los contornos isofónicos, que fueron obtenidos para tonos puros. No obstante, los medidores de nivel sonoro equipados con los filtros A, B y C se popularizaron, y ello puede haber condicionado parcialmente las investigaciones, llevadas a cabo entonces con los instrumentos disponibles.

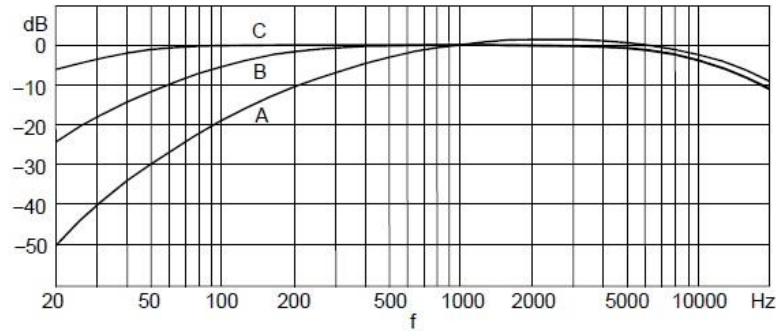


Figura 3.4 Curvas de compensación (o ponderación) A, B, y C. Para cada frecuencia, el valor de la ordenada representa la corrección aditiva a aplicar al nivel de presión sonora de un tono de esa frecuencia para obtener su nivel sonoro. En 1 kHz las tres curvas coinciden en 0 dB. [8]

El resultado fue que los efectos sobre la audición humana exhibían una importante correlación con los niveles sonoros con compensación A (es decir, filtrados con el filtro A), lo cual llevó a adoptar universalmente el nivel sonoro A para todas las cuestiones relativas a la audición. Formalmente, el nivel sonoro A (o nivel de presión sonora compensado A) se define como

$$L_{pA} = 10\log(p_A/p_0)^2 \quad \text{Ecuación 3.9}$$

donde p_A es la presión sonora con compensación A, es decir la presión sonora filtrada con el filtro A. El nivel sonoro se mide en forma directa por medio del sonómetro, cuyo circuito interno se encarga de realizar las operaciones indicadas en la **Ecuación 3.9**.

Ahora bien, tanto la presión sonora como el nivel sonoro A son en general muy variables en el tiempo. Con el fin de determinar los efectos a largo plazo es necesario trabajar con niveles medios, surgiendo así el nivel sonoro continuo equivalente, o nivel equivalente, $L_{Aeq,T}$, definido como

$$L_{Aeq,T} = 10\log\left(\frac{1}{T} \int_0^T \frac{p_A^2(t)}{p_0^2} dt\right) \quad \text{Ecuación 3.10}$$

donde T es el intervalo de tiempo considerado. La promediación se hace energéticamente²⁰ porque se utiliza aquí la teoría de la igualdad de la energía, según la cual los efectos sobre la audición están determinados por la energía sonora total recibida diariamente. El nivel equivalente se puede determinar hoy en día en forma directa por medio de un sonómetro o medidor de nivel sonoro integrador.²¹ Cuando la duración total de la exposición es muy larga pero pueden identificarse intervalos en los que, por tratarse de operaciones repetitivas o sonidos continuos, pueda obtenerse el nivel equivalente mediante mediciones más cortas, será posible aplicar esta otra fórmula:

$$L_{Aeq,T} = 10 \log \left(\frac{1}{T} \sum_{i=1}^n T_i 10^{L_{Aeq,T_i}/10} \right) \quad \text{Ecuación 3.11}$$

donde L_{Aeq,T_i} es el nivel equivalente extendido al intervalo T_i y $T = \sum T_i$. Es de destacar que si dentro de un intervalo T_i hay ciclos repetitivos, es aceptable medir L_{Aeq,T_i} en uno solo de los ciclos, extrapolando el valor obtenido a los restantes. Esto permite ahorrar en general mucho tiempo de medición.

A modo de ejemplo, supongamos que un operario está sometido a tres tipos de exposición durante sus 8 horas de trabajo. En la primera, que dura 1 h, el nivel equivalente es de 80 dBA. En la segunda, de tres horas de duración, se observa un ciclo que se repite cada 20 minutos, habiéndose medido un nivel equivalente de 92 dBA en uno de los ciclos. En el tercer tipo de exposición se individualizan ciclos cortos de 5 minutos de duración, en cada uno de los cuales el nivel equivalente medido es de 86 dBA. El tiempo total de medición ha sido de 1h 25min, en contraposición con las 8 horas que habría requerido una medición directa. El nivel equivalente resultante es:

$$L_{Aeq,8h} = 10 \log \left[\frac{1}{8} (1 \times 10^{80/10} + 3 \times 10^{92/10} + 4 \times 10^{86/10}) \right] = 89 \text{ dBA}$$

Obsérvese que si bien los 92 dBA se midieron durante 20 minutos, se consideró que dicho valor se extendía al intervalo de 3 horas durante el cual se repite dicho ciclo. Lo mismo es válido para los 86 dBA, que se midieron durante 5 minutos.

²⁰ La energía sonora es proporcional al cuadrado de la presión sonora.

²¹ Los medidores de nivel sonoro integradores deben cumplir con la Norma UNE EN 61672.

Dado que el intervalo T es muy variable según la duración administrativa de la jornada laboral, resulta muy conveniente definir un nivel de exposición a ruido normalizado a 8 h, $L_{EX,8h}$, definido por:

$$L_{EX,8h} = L_{Aeq,T} + 10 \log(T/T_0) \quad \text{Ecuación 3.12}$$

donde $T_0 = 8$ h es el tiempo de referencia, y T el tiempo efectivo de duración de la jornada laboral. Este parámetro representa un ruido continuo y constante a lo largo del tiempo de referencia de 8 h que contiene la misma energía total (ponderada por el filtro A) que el ruido real, variable y extendido al tiempo total T dentro de una jornada.

En aquellos casos en que la exposición no pueda describirse con precisión, por ejemplo en el caso de un supervisor que visita en forma aleatoria o según requerimientos diferentes sectores de una planta industrial, suele ser recomendable utilizar dosímetros personales. Un dosímetro es, esencialmente, un instrumento integrador portable cuyo micrófono se coloca en las proximidades del oído (por ejemplo en el casco, o en la solapa) y que calcula la dosis diaria de energía sonora del ruido al que es expuesto el usuario. Dicha dosis se expresa como porcentaje de un nivel sonoro continuo equivalente máximo admisible según la legislación vigente:

$$D = \frac{\int_0^T p_A^2(t) dt}{p_0^2 T_0 10^{L_{MAX}/10}} \cdot 100\% \quad \text{Ecuación 3.13}$$

donde L_{MAX} es el máximo nivel admisible durante el tiempo de referencia T_0 . Si, por ejemplo, se admiten 90 dBA durante 8 horas diarias, una exposición precisamente de 90 dBA durante 8 horas corresponderá a una dosis del 100%. En cambio, 87 dBA durante 8 horas o 90 dBA durante 4 horas corresponderán a una dosis del 50%.

Con ciertas precauciones, puede utilizarse un dosímetro para determinar el nivel de exposición.²² A partir de las ecuaciones (Ecuación 3.10) y (Ecuación 3.13) se obtiene

$$L_{Aeq,T} = L_{MAX} + 10 \log \left(\frac{T_0}{T} \frac{D}{100} \right) \quad \text{Ecuación 3.14}$$

²² Una característica de los dosímetros que los diferencia de un medidor de nivel sonoro integrador es la existencia de un nivel umbral, generalmente configurable por el usuario, por debajo del cual no se integra, por ejemplo 80 dBA. Cuando los niveles involucrados son bastante mayores (por ejemplo 90 dBA), o bien la dosis registrada es importante (por ejemplo, 50%), el error cometido al utilizar el dosímetro como integrador es despreciable. Pero para dosis bajas el error puede ser considerable.

y, de (**Ecuación 3.12**),

$$L_{EX,8h} = L_{MAX} + 10 \log \left(\frac{D}{100} \right) \quad \text{Ecuación 3.15}$$

Si, por ejemplo, el nivel máximo para el cual está configurado el dosímetro fuera 90 dBA, y se lee una dosis del 40 %, el nivel de exposición a ruido referido a 8 horas sería 86 dBA.

La ecuación (**Ecuación 3.15**) es válida en la medida en que el cálculo de la dosis sea efectuado por el dosímetro de acuerdo con la ley de igualdad de la energía. Dado que no en todos los países la legislación se rige por este criterio, es necesario asegurarse de que el instrumento es compatible con el mismo. Un importante contraejemplo lo constituyen los dosímetros que responden a la OSHA (Occupational Safety and Health Act, es decir la Ley de Seguridad y Salud Laboral de Estados Unidos). Los mismos se rigen por un criterio derivado de la teoría de la igualdad de los efectos temporarios que conduce a que la dosis no sea proporcional a la energía acumulada. En los dosímetros internacionales el usuario puede configurar la forma en que se calcula la dosis mediante el parámetro denominado tasa de intercambio (exchange rate o halving rate). Este parámetro indica en cuántos dB puede incrementarse el nivel sonoro si el tiempo de exposición se reduce a la mitad. Para la OSHA corresponde a 5 dB, mientras que para el criterio de igualdad de la energía corresponde a 3 dB. Para poder aplicar la **Ecuación 3.15** debe seleccionarse esta última.

3.2.2.3. Hipoacusia inducida por el ruido

La Norma ISO 1999 presenta una relación estadística entre la exposición a ruido y el desplazamiento permanente del umbral auditivo. Para su determinación se revisaron los resultados de numerosas investigaciones realizadas en contextos de ruido laboral. La gran diversidad de situaciones inspeccionadas [20] ha permitido obtener correlaciones estadísticas que constituyen fuente para la elaboración de esta Norma. Aun cuando los datos se obtuvieron en condiciones laborales, con ciertos cuidados son extrapolables a otros ruidos no laborales.

La Norma ISO 1999 tiene cuatro ediciones, de las cuales, como sucede siempre, la que tiene vigencia es la más reciente (2013). La diferencia es que en las ediciones originales se establecía un criterio para valorar el riesgo auditivo, es decir, se proporcionaba una definición de pérdida auditiva global en función de las características de la exposición. Ello implica tomar ciertas decisiones en cuanto a lo que se considera aceptable. Así, un criterio

permisivo consideraría que una pérdida promedio de 30 dB no implica deterioro de la audición, mientras que un criterio más exigente podría imponer un límite de 10 dB en todas las frecuencias.²³ Desde la edición de 1990, en cambio, la norma se limita a decir cuál es el desplazamiento del umbral esperable ante determinadas condiciones de exposición, dejando a cada usuario la responsabilidad de definir cuánto se considera aceptable y cuánto no.

A los efectos de la Norma, se utiliza la siguiente terminología y simbología:

Nivel de presión acústica, L_p : El nivel, en decibelios, dado por la ecuación siguiente:

$$L_p = 10 \log(p/p_0)^2 \quad \text{Ecuación 3.16}$$

donde

p es la presión acústica, en pascales. La presión acústica de referencia, p_0 , es igual a 20 μ Pa, de acuerdo con la norma UNE 74-150.

Nivel de presión sonora ponderado A, L_{pA} : Nivel de presión sonora, en decibelios, determinado con la ponderación de frecuencias A (véase la norma UNE 20-464), dado por la ecuación siguiente:

$$L_{pA} = 10(p_A/p_0)^2 \quad \text{Ecuación 3.17}$$

donde

p_A es la presión acústica ponderada A, en pascales. La compensación A consiste en un filtro que atenúa las componentes más graves (baja frecuencia) y más agudas (alta frecuencia) antes de la medición propiamente dicha, bajo la hipótesis de que su efecto es menos perjudicial.

Nivel sonoro continuo equivalente ponderado A, $L_{Aeq,T}$: Es el nivel sonoro, en decibelios, promediado durante un tiempo T .

²³ De hecho, la Agencia de Protección Ambiental (EPA) de los Estados Unidos adoptó como criterio para el deterioro de la audición una pérdida de 5 dB en la frecuencia de 4000 Hz. Este criterio estaba orientado exclusivamente a proveer información sobre niveles que protegieran a virtualmente toda la población, y no se proponían establecer normas ni legislaciones.

Nivel de exposición al ruido referido a una jornada laboral de 8 horas, $L_{EX,8h}$: Es el nivel sonoro de un ruido constante durante 8 horas que produce el mismo efecto que el ruido dado durante el tiempo efectivo en que éste tiene lugar. Viene dado por la ecuación:

$$L_{EX,8h} = L_{Aeq,T_e} + 10 \log(T_e/T_0) \quad \text{Ecuación 3.18}$$

donde

T_e es la duración efectiva de la jornada laboral;

T_0 es la duración de referencia (= 8 h).

Si la duración efectiva de la jornada de trabajo, T_e , no pasa de 8 h, $L_{EX,8h}$ es numéricamente igual a $L_{Aeq,8h}$.

Nivel umbral de audición relacionado con la edad (HTLA), H : El nivel umbral de audición, en decibelios, que se observa únicamente asociado a la edad del sujeto, sin influencia alguna de la exposición al ruido.

El HTLA puede observarse directamente sólo en ausencia de otras causas de pérdida auditiva tales como, por ejemplo, condiciones patológicas o exposición al ruido.

Desplazamiento permanente del umbral inducido por el ruido (NIPTS), N : El desplazamiento permanente, real o potencial, en decibelios, del umbral de audición que se atribuye exclusivamente a la exposición al ruido, en ausencia de otras causas.

Nivel umbral de audición asociado con la edad y al ruido (HTLAN), H' : Umbral de audición permanente, en decibelios, de una población [definido como nivel umbral de audición (HTL) en la norma UNE 74-020]. Este valor HTLAN es una combinación de las componentes relacionadas con el ruido (NIPTS) y la edad (HTLA).

Fractil, Q : Fracción de la población con peor audición que una dada.

Igual que para la norma ISO 7029 (véase el **Capítulo 3.2.1**), el indicador a utilizar es la desviación del nivel umbral de audición. También depende de la frecuencia, y puede

depender además de multitud de factores.²⁴ A los fines de esta Norma, los factores que se consideran son el sexo, la edad y la exposición al ruido.

Consideremos ahora el desplazamiento del umbral debido a la exposición sistemática al ruido, N . En este caso se consideran dos factores: la intensidad de la exposición, expresada a través del nivel de exposición referido a 8 horas, $L_{EX,8h}$, y su extensión, en años. Es interesante destacar que se efectúa aquí la abstracción de suponer que el intervalo es independiente de la edad. Luego se indicará cómo tener en cuenta simultáneamente el efecto del ruido y de la edad.

La Norma ISO 1999 se refiere con detenimiento a la determinación de $L_{EX,8h}$, mediante la metodología básica que expusimos anteriormente. Dicho nivel puede obtenerse directamente con un sonómetro integrador en caso de que la duración de la jornada laboral sea de 8 horas, restando 3 dB por cada disminución a la mitad de la jornada o exposición semanal (sobre una base de 5 días por semana).²⁵ Así, en el caso de un disc-jockey que trabaja expuesto a 102 dBA durante 4 horas los días viernes y sábado y durante 2 horas los domingos, dado que está expuesto la cuarta parte del tiempo nominal (10 horas semanales en lugar de 40), debe restarse 3 dB dos veces, obteniéndose un nivel de exposición de $102 - 6 = 96$ dBA.

Al igual que antes, puede obtenerse la mediana, N_{med} , ahora en función de la frecuencia, los años de exposición y el nivel de exposición $L_{EX,8h}$.²⁶ A diferencia de H_Q , N_Q no depende del sexo; en otras palabras, los mecanismos por los que se produce la hipoacusia inducida por ruido son independientes del sexo.²⁷ La fórmula de cálculo es:

$$N_{med} = \begin{cases} \left(u + v \log \frac{\Theta}{\Theta_0}\right) (L_{EX,8h} - L_0)^2, & \text{si } \Theta > 10 \text{ años} \\ \frac{\log(\Theta + 1)}{\log 11} (u + v) (L_{EX,8h} - L_0)^2, & \text{si } \Theta < 10 \text{ años} \end{cases} \quad \text{Ecuación 3.19}$$

²⁴ Por ejemplo, podrían influir el carácter tonal o impulsivo, la intermitencia, la susceptibilidad o fragilidad individual determinada mediante algún test objetivo (por ejemplo, la determinación del desplazamiento temporario del umbral)

²⁵ Con mayor generalidad, se obtiene sumando $10 \log (T_{ex} / 8 \text{ h})$ al resultado de integrar durante el tiempo real T_{ex} de exposición.

²⁶ Si bien N_{med} depende de la frecuencia, los años de exposición y el nivel de exposición, para no sobrecargar la notación omitimos los subíndices correspondientes.

²⁷ La dependencia del sexo del desplazamiento del umbral debido a la edad se explica en general observando que aún sin exposición específica a ruido, las mujeres por tradición suelen ocupar diferentes funciones sociales que los hombres, por lo cual su exposición a condiciones ambientales desfavorables (ruido ambiente de origen comunitario, estrés, perturbaciones del sueño, etc.) puede diferir con respecto al promedio masculino. Es posible que, a medida que las diferenciaciones ocupacionales se vayan reduciendo, los datos de la norma ISO 7029 deban adaptarse convergiendo en un único conjunto de datos válido para ambos sexos.

donde los valores u y v se encuentran tabulados en función de las frecuencias audiométricas (Tabla 3.8), Θ es la cantidad de años de exposición, $\Theta_0 = 1$ año y L_0 es un nivel dependiente de la frecuencia, también tabulado, por debajo del cual $N_{med} = 0$ dB.

Frecuencia [Hz]	u	v	L_0 [dB]
500	-0,033	0,110	93
1000	-0,020	0,070	89
2000	-0,045	0,066	80
3000	+0,012	0,037	77
4000	+0,025	0,025	75
6000	+0,019	0,024	77

Tabla 3.8 Valores de u , v y L_0 utilizados para determinar el NIPTS para el valor mediana de la población, $N_{0,50}$. [16]

En la Figura 3.5 se ilustra gráficamente la ecuación Ecuación 3.19 para algunas combinaciones de valores de los parámetros.

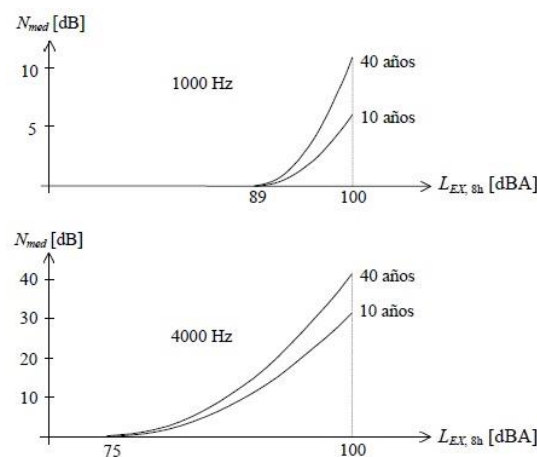


Figura 3.5 Mediana del desplazamiento temporal debido al ruido como función del nivel de exposición $L_{EX,8h}$ y el tiempo de exposición, para dos frecuencias. [8]

Las curvas anteriores demuestran que las frecuencias cercanas a 4000 Hz son afectadas mucho más rápidamente que las bajas frecuencias. También muestran que a mayor tiempo de exposición mayor el deterioro. Finalmente, se observa que para cada frecuencia existe un nivel de exposición "seguro", es decir que por debajo de él la percepción de dicha frecuencia no se verá afectada (o lo que es lo mismo, el umbral no experimentará desplazamientos).

Así, por debajo de 93 dBA, no existen efectos perjudiciales sobre los 500 Hz, pero habrá que descender hasta los 75 dBA para evitar deterioro en la región de los 4000 Hz.

Igual que para el caso de H , la Norma ISO 1999 prosigue describiendo un método de cálculo para determinar los desplazamientos del umbral correspondientes a otros fractiles Q . Para ello se aproxima la distribución por dos semicampanas de Gauss con diferentes desvíos estándar d_u y d_l respectivamente, dados por las ecuaciones siguientes:

$$d_u = \left(X_u + Y_u \log \frac{\theta}{\theta_0} \right) (L_{EX,8h} - L_0)^2 \quad \text{Ecuación 3.20}$$

$$d_l = \left(X_l + Y_l \log \frac{\theta}{\theta_0} \right) (L_{EX,8h} - L_0)^2 \quad \text{Ecuación 3.21}$$

Para determinar el fractil Q , N_Q , se aplican las ecuaciones **Ecuación 3.22** y **Ecuación 3.23** según que Q esté comprendido entre 0,05 y 0,50 o entre 0,50 y 0,95:²⁸

$$N_Q = N_{0,50} + k \cdot d_u \quad (0,05 \leq Q < 0,50) \quad \text{Ecuación 3.22}$$

$$N_Q = N_{0,50} - k \cdot d_l \quad (0,50 < Q < 0,95) \quad \text{Ecuación 3.23}$$

donde k tiene el mismo significado que en el caso de la presbiacusia (**Ecuación 3.6** y **Ecuación 3.7**).

A modo de ejemplo, en la **Tabla 3.9** se incluyen los valores correspondientes a las frecuencias 1000 Hz, 2000 Hz y 4000 Hz para exposiciones durante 10 y 40 años y fractiles 0,90, 0,50 y 0,10 cuando $L_{EX,8h} = 90$ dBA, es decir la exposición que toleran las reglamentaciones de muchos países, entre ellos la Española.

²⁸ Para los rangos $Q < 0,05$ y $Q > 0,95$ los valores obtenidos no son suficientemente confiables pues no están respaldados por suficiente evidencia experimental.

Frecuencia [Hz]	Duración de la exposición [años]					
	10			40		
	0,90	0,50	0,10	0,90	0,50	0,10
1000	0	0	0	0	0	0
2000	0	2	6	4	6	10
4000	7	11	15	11	15	20

Tabla 3.9 Desplazamiento del umbral debido al ruido, N_Q , en dB, para diversas frecuencias, exposiciones y fractiles, siendo $L_{EX,gh} = 90$ dBA. [16]

Vemos, por ejemplo, que un 10% de los individuos expuestos durante 40 años a 90 dBA de carácter laboral desarrollarán un desplazamiento permanente del umbral de 20 dB o más en la frecuencia 4000 Hz (sin tener en cuenta aún el efecto de la edad).

Llegamos finalmente a la combinación de los dos efectos: el de la edad y el del ruido. Podría pensarse que simplemente se suman, y de hecho es lo que sucede para desplazamientos del umbral pequeños. Para desplazamientos considerables, esta aproximación no es válida y entonces debe aplicarse la fórmula siguiente:

$$H' = H + N - \frac{HN}{120} \quad \text{Ecuación 3.24}$$

que para un fractil Q dado se convierte en

$$H'_Q = H_Q + N_Q - \frac{H_Q N_Q}{120} \quad \text{Ecuación 3.25}$$

El término $HN/120$ tiene en cuenta que para desplazamientos grandes, el efecto posterior de un agravante (como lo es el ruido) no es tan importante como cuando el desplazamiento es relativamente menor, por lo que empieza a modificar de forma significativa el resultado solamente cuando $H+N$ es superior a 40 dB aproximadamente.

A modo de ejemplo, supongamos una población de varones de 60 años expuestos laboralmente desde los 20 a 90 dBA. Nos interesa saber cuál es la mediana del desplazamiento y el desplazamiento correspondiente al fractil 0,1. Considerando que esta población acumulará una exposición de $60 - 20 = 40$ años, en el primer caso podemos escribir:

$$H'_{0,50} = 28 + 15 - \frac{28 \cdot 15}{120} = 43 - 3,5 = 39,5 \text{ dB}$$

y en el segundo

$$H'_{0,10} = 55 + 20 - \frac{55 \cdot 20}{120} = 75 - 9,2 = 65,8 \text{ dB}$$

Es decir, un 50% de los individuos expuestos al régimen citado tendrá una pérdida de alrededor de 40 dB en la frecuencia 4000 Hz, mientras que un 10% de tales individuos habrán perdido 66 dB.

3.3.Maniquí

3.3.1. UNE EN ISO 11904-2005

Ésta es la norma española equivalente a la norma ISO 11904:2004, de carácter internacional, la cual determina la inmisión sonora de fuentes sonoras colocadas cerca del oído, en cuyas situaciones el nivel de presión sonora medido en la posición de la persona expuesta (pero estando la persona ausente) no representa de manera adecuada la exposición sonora.

Para poder evaluar la exposición mediante criterios firmemente establecidos, la exposición del oído se mide y posteriormente se convierte en un nivel en campo libre o campo difuso correspondiente. El resultado aparece como un nivel asociado de presión sonora continuo equivalente ponderado A en campo libre o en campo difuso, $L_{FF,H,Aeq}$ o $L_{DF,H,Aeq}$ cuando se utiliza la Norma ISO 11904-1, o $L_{FF,M,Aeq}$ o $L_{DF,M,Aeq}$ cuando se utiliza la Norma ISO 11904-2. [21]

La Norma ISO 11904-1 describe las mediciones realizadas utilizando micrófonos miniatura o micrófonos sonda insertados en los oídos de sujetos humanos (micrófono en un oído real, técnica MIRE). La Norma ISO 11904-2 describe las mediciones realizadas utilizando un maniquí equipado con simuladores de oído que incluyen micrófonos (técnica del maniquí).

La Norma ISO 11904 puede, por ejemplo, aplicarse a ensayos de equipos y a la determinación de la exposición al ruido en el lugar de trabajo donde, en el caso de la exposición debida a fuentes próximas a los oídos, el nivel de presión sonora medido en la posición de la persona expuesta (pero estando la persona ausente) no representa de manera adecuada la exposición sonora. Ejemplos de aplicaciones son los auriculares u orejeras utilizados para reproducir la música o la palabra, tanto en el lugar de trabajo como en el

tiempo de ocio, pistolas de clavos usadas cerca de la cabeza, y la exposición combinada a una fuente sonora próxima al oído y a un campo sonoro externo.

Cuando deben someterse a ensayo equipos de tipos específicos (por ejemplo, aparatos de música portátiles o protectores de oídos suministrados con receptores de radio), se deben utilizar señales de ensayo adecuadas para este tipo de equipo determinado. En la Norma ISO 11904 no se incluyen dichas señales de ensayo ni tampoco las condiciones de funcionamiento del equipo, pero pueden especificarse en otras normas.

3.3.1.1. Parte 2: Técnica que utiliza un maniquí

Esta parte de la Norma ISO 11904 especifica métodos de medición, en situaciones de trabajo típicas, de la inmisión sonora de fuentes sonoras colocadas cerca del oído. Estas mediciones se realizan con un maniquí equipado con simuladores de oído que incluyen micrófonos. Los valores medidos se convierten subsecuentemente en los correspondientes niveles en campo libre o en campo difuso. Los resultados aparecen como niveles de presión sonora continuos equivalentes ponderados A asociados a campo libre o a campo difuso. La técnica se denomina técnica del maniquí.

Esta parte de la Norma ISO 11904 especifica métodos de medición, en situaciones de trabajo típicas, de la inmisión sonora de fuentes sonoras colocadas cerca del oído. Estas mediciones se realizan con un maniquí equipado con simuladores de oído que incluyen micrófonos. Los valores medidos se convierten subsecuentemente en los correspondientes niveles en campo libre o en campo difuso. Los resultados aparecen como niveles de presión sonora continuos equivalentes ponderados A asociados a campo libre o a campo difuso. La técnica se denomina técnica del maniquí.

Esta parte de la Norma ISO 11904 es aplicable en el rango de frecuencias de 20 Hz a 10 kHz. En el caso de frecuencias por encima de los 10 kHz, se puede hacer uso de la Norma ISO 11904-1.

Para los fines de esta norma se aplican los siguientes términos y definiciones:

Nivel de presión sonora del maniquí, $L_{M,exp,f}$: Nivel de presión sonora continuo equivalente en bandas de un tercio de octava con una frecuencia central nominal f , medido con el micrófono de un simulador de oído integrado en un maniquí cuando el maniquí está expuesto al sonido sometido a ensayo.

Respuesta en frecuencia en campo libre a utilizar con maniqués, $\Delta L_{FF,M,f}$: Respuesta en frecuencia en campo libre de una persona promedio a utilizar con maniqués, corregida para la diferencia entre la transmisión sonora dentro del canal auditivo de una persona promedio y la transmisión correspondiente al simulador de oído del maniquí.

NOTA 1 – Para la aplicabilidad con los maniqués, la referencia del tímpano se sustituye por la salida del simulador de oído del maniquí en valores tabulados de $\Delta L_{FF,M,f}$.

NOTA 2 – La respuesta en frecuencia en campo libre para su uso con maniqués es idéntica a la amplitud de la función de transferencia asociada a la cabeza (HRTF) para incidencia sonora frontal.

NOTA 3 – En la Norma ISO 11904-1 se define la respuesta en frecuencia en campo libre de una persona.

Respuesta en frecuencia en campo difuso a utilizar con maniqués; $\Delta L_{DF,M,f}$: Respuesta en frecuencia en campo difuso de una persona promedio a utilizar con maniqués, corregida para la diferencia entre la transmisión sonora dentro del canal auditivo de una persona promedio y la transmisión correspondiente del simulador de oído del maniquí.

NOTA 1 – Para la aplicabilidad de los maniqués, la referencia del tímpano se sustituye por la salida del simulador de oído del maniquí en valores tabulados de $\Delta L_{DF,M,f}$.

NOTA 2 – En la Norma ISO 11904-1 se define la respuesta en frecuencia en campo difuso de una persona.

Nivel de presión sonora asociado a campo libre determinado con un maniquí; $L_{FF,M}$: Nivel de presión sonora en campo libre determinado con el método de esta parte de la Norma ISO 11904.

NOTA 1 – La definición se puede aplicar a frecuencias específicas o a bandas de frecuencias, a niveles ponderados o no ponderados, a ponderaciones temporales específicas, etc., por ejemplo el nivel de presión sonora continuo equivalente ponderado A asociado a un campo libre (asociado a un campo libre $L_{M,Aeq}$, más abreviadamente $L_{FF,M,Aeq}$).

NOTA 2 – El método está dirigido a obtener el nivel de presión sonora asociado a un campo libre promedio que se obtendría con una población humana muy extensa.

NOTA 3 – En la Norma ISO 11904-1 se define el nivel de presión sonora asociado a un campo libre para una persona.

Nivel de presión sonora asociado a campo difuso determinado con un maniquí; $L_{DF,M}$: Nivel de presión sonora en campo difuso determinado con el método de esta parte de la Norma ISO 11904.

NOTA 1 – La definición se puede aplicar a frecuencias específicas o a bandas de frecuencias, a niveles ponderados o no ponderados, a ponderaciones temporales específicas, etc., por ejemplo el nivel de presión sonora continuo equivalente ponderado A asociado a un campo difuso (asociado a un campo difuso $L_{M,Aeq}$, más abreviadamente $L_{DF,M,Aeq}$).

NOTA 2 – El método está dirigido a obtener el nivel de presión sonora asociado a un campo difuso promedio que se obtendría con una población humana muy extensa.

NOTA 3 – En la Norma ISO 11904-1 se define el nivel de presión sonora asociado a un campo difuso para una persona.

Un maniquí (simulador de cabeza y de torso) se expone a la(s) fuente(s) sonora(s) en cuestión y, para cada uno de los simuladores de oído integrados en el maniquí, se mide, en bandas de frecuencia de un tercio de octava, el nivel de presión sonora, $L_{M,exp,f}$.

Cada uno de los niveles en banda de un tercio de octava se ajusta con la respuesta en frecuencia en campo libre o en campo difuso para el maniquí, $\Delta L_{FF,M,f}$ o $\Delta L_{DF,M,f}$, para obtener los correspondientes niveles de presión sonora asociados al campo libre o al campo difuso en banda de un tercio de octava. Estos niveles en banda de un tercio de octava se ajustan utilizando constantes ponderadoras A, y a continuación se combinan para obtener el nivel de presión sonora continuo equivalente ponderado A asociado a campo libre o a campo difuso, $L_{FF,M,Aeq}$ o $L_{DF,M,Aeq}$.

Las mediciones pueden realizarse para uno o ambos oídos, según proceda. La respuesta en frecuencia en campo libre o en campo difuso para utilizar con maniquíes se toma de la **Tabla 3.10**.

El maniquí utilizado debe cumplir los requisitos de la Norma ITU-T P.58:1996, apartado 4.3 (primer párrafo), y apartados 5.1 y 6.1, para el simulador de oído y las características acústicas del maniquí, respectivamente. [22]

En los casos donde las fuentes sonoras (como los auriculares u orejeras con dispositivos de comunicación) toquen la oreja, estos se deben acoplar al simulador de oreja y a la extensión del canal auditivo de una forma lo más próxima posible a la manera en que está acoplado al oído humano.

NOTA – En los casos donde los auriculares u orejeras u otros objetos tocan la oreja, la desviación en la rigidez o en la forma de la oreja artificial frente a las orejas humanas tiene un impacto significativo en el resultado e incluso puede invalidar dichos resultados.

Con el maniquí expuesto al sonido sometido a ensayo, se deben medir, con cada simulador de oído, los niveles de presión sonora continuos equivalentes para cada banda de frecuencia de un tercio de octava. El rango de frecuencias debe cubrir todas las frecuencias de interés para el propósito del ensayo, y se debe garantizar una relación señal/ruido de al menos 10 dB

en cada banda de frecuencias de un tercio de octava. Se debe especificar si solo se utiliza un simulador de oído.

Se debe escoger el período de medición para obtener una representación adecuada de la exposición al sonido. Para la banda de frecuencias de un tercio de octava con una frecuencia central de banda f , el período de medición t debe ser como sigue:

$$t \geq \frac{5000}{f} \text{ para } f \leq 2000 \text{ Hz} \quad \text{Ecuación 3.26}$$

y

$$t \geq 2,5 \text{ s para } f > 2000 \text{ Hz} \quad \text{Ecuación 3.27}$$

NOTA 1 – Las especificaciones dadas se refieren a ruido aleatorio; para otros tipos de señal de ensayo, se pueden utilizar otros períodos siempre y cuando la incertidumbre de medición no aumente.

El nivel en cada banda de frecuencias de un tercio de octava se debe corregir para la respuesta en frecuencia de presión del micrófono del simulador de oído.

NOTA 2 – La respuesta en frecuencia de presión del micrófono se puede obtener a partir de los datos de calibración del fabricante.

El resultado, el nivel de presión sonora en bandas de un tercio de octava del maniquí sometido a ensayo durante la exposición al sonido, se simboliza con $L_{M,exp,f}$.

Para obtener el nivel de presión sonora asociado a campo libre o a campo difuso en bandas de un tercio de octava, $L_{FF,M,f}$ o $L_{DF,M,f}$, se debe restar del nivel de presión sonora del maniquí, $L_{M,exp,f}$, la respuesta en frecuencia en campo libre o en campo difuso, $\Delta L_{FF,M,f}$ o $\Delta L_{DF,M,f}$,

$$L_{FF,M,f} = L_{ear,exp,f} - \Delta L_{FF,M,f} \quad \text{Ecuación 3.28}$$

$$L_{DF,M,f} = L_{ear,exp,f} - \Delta L_{DF,M,f} \quad \text{Ecuación 3.29}$$

$\Delta L_{FF,M,f}$ o $\Delta L_{DF,M,f}$ se deben tomar de la **Tabla 3.10**.

Frecuencia central en bandas de un tercio de octava	Respuesta en frecuencia en campo libre $\Delta L_{FF,M,f}$	Respuesta en frecuencia en campo difuso $\Delta L_{DF,M,f}$
Hz	dB	dB
≤ 100	0	0
125	0,4	0,3
160	0,8	0,6
200	1,2	0,9
250	1,5	1,2
315	1,5	1,4
400	1,7	1,8
500	2,1	2,3
630	2,5	3,2
800	2,2	4,0
1 000	1,7	4,6
1 250	3,8	6,0
1 600	8,4	8,1
2 000	12,9	11,4
2 500	15,6	15,0
3 150	15,6	14,2
4 000	14,2	11,9
5 000	10,6	9,8
6 300	4,0	8,5
8 000	2,0	11,0
10 000	-0,3	7,1

NOTA 1 – Los datos se han sacado de la Referencia [23].

NOTA 2 – Los datos de entrada obstruida del humano promedio de la Referencia [24] se han transferido al tímpano del maniquí utilizando la entrada obstruida a la función de transferencia del tímpano del maniquí para simuladores de oído de acuerdo con la Norma IEC 60711 (véase Referencia [23]). Las desviaciones sistemáticas se hallan para la exposición a las fuentes sonoras colocadas cerca del oído medido con maniqués, comparado con las mediciones MIRE utilizando personas. Como compensación, las respuestas en frecuencia listadas en esta tabla difieren de las respuestas en frecuencia de los maniqués especificados en la norma ITU-T P.58 o en la Norma IEC 60959.

Tabla 3.10 Respuesta en frecuencia (Maniquí). [21]

4. Diseño del prototipo

4.1.Introducción

Para realizar las medidas necesarias para la predicción del daño auditivo se ha diseñado una serie de elementos hardware que forman un sistema completo de medida susceptible de ser calibrado. El sistema está formado por unos auriculares supraaurales con unos micrófonos integrados y sus respectivos preamplificadores. De esta manera es posible medir el nivel de presión sonora al que se somete cada individuo. La inmisión de fuentes sonoras colocadas cerca del oído viene regulada por la norma ‘UNE EN ISO 11904-2005’ y consta de dos partes. La primera describe las mediciones realizadas utilizando micrófonos miniatura insertados en los oídos de personas. La segunda parte de la norma describe las mediciones realizadas utilizando un maniquí equipado con simuladores de oído que incluyen micrófonos. Se ha diseñado un maniquí de este tipo para calibrar el sistema. El resto de elementos del sistema es una tarjeta de sonido Roland ‘OCTA-CAPTURE’ conectado vía USB a un equipo en el que se ejecuta el software programado en MATLAB.

4.2.Elementos Hardware

4.2.1. La cápsula electret

Debido a las limitaciones de tamaño y la necesidad de realizar medidas de calidad, las cápsulas electret son la elección dentro de la variedad posible de tipos de micrófono.

Los micrófonos electret son los mejores micrófonos omnidireccionales en relación calidad/precio. Tienen alta sensibilidad, larga duración, son extremadamente compactos y requieren de poca energía para funcionar.

Son una versión modificada de los clásicos micrófonos de condensador, los cuales aprovechan los cambios en la capacidad debido a las vibraciones mecánicas para producir variaciones de voltaje proporcionales a las ondas sonoras. El micrófono de condensador necesita una tensión de polarización para crear un campo eléctrico, sin embargo el electret lleva incorporadas unas cargas desde su fabricación, y los pocos voltios necesarios son para alimentar el transistor FET integrado. Las típicas cápsulas electret son dispositivos de dos terminales que se comportan como fuentes de corriente cuando se polarizan con tensiones entre 1 y 9 voltios, y generalmente consumen menos de medio miliamperio. Esta energía es consumida por el FET integrado, que actúa como un pequeño preamplificador.

En particular se eligió el modelo WM61A de Panasonic. Esta cápsula está compuesta por:

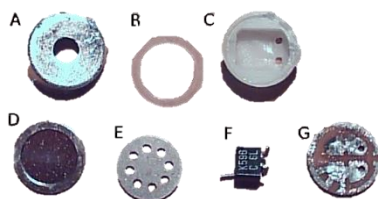


Figura 4.1 Componentes de una cápsula electret.

A: Cubierta metálica. Protege y aísla el dispositivo.

B: Arandela aislante. Se interpone entre las partes D y E para separarlas eléctricamente.

C: Estructura de plástico. Da forma al interior.

D: Material electret. Es una de las placas del condensador. Se trata de un dieléctrico al que se le han incorporado cargas fijas. De esta forma no necesitamos una tensión adicional para alimentar el condensador, sino que utilizamos un material que está cargado de forma permanente. Su marco está en contacto con la cubierta metálica A.

E: Placa de metal. La otra placa del condensador. Por su parte de arriba está enfrentada al electret mientras que por abajo conecta con la puerta del FET.

F: FET 2SK123.

G: Placa de circuito impreso. En esta placa están soldados los cables, y también el FET. Se puede observar que el terminal superior corresponde al drenador, y el inferior a la fuente.

4.2.1.1. Modificación Linkwitz

Las cápsulas electret vienen preamplificadas gracias al transistor JFET alojado en su interior. Como se muestra en la **Figura 4.2**, el FET está conectado en configuración de fuente común. En reposo, el FET se autopolariza y las leves variaciones de tensión que produce el micrófono varían la corriente de polarización del FET. La resistencia de carga convierte estas variaciones en tensión. De esta forma la cápsula actúa como una etapa clase A sin realimentación de ningún tipo. Esto es una ventaja cuando queremos captar sonidos débiles, pero para niveles de presión sonora elevados el FET integrado satura y entrega una señal distorsionada [25]. Para ampliar el rango dinámico a costa de no preamplificar los sonidos débiles debemos modificar la conexión del FET. Para ello hemos modificado la cápsula para que el FET funcione en configuración de drenador común (seguidor de fuente) en vez de amplificador de voltaje (fuente común, etapa clase A) aumentando la linealidad en la zona

de trabajo [26]. Para ello se ha cortado la pista que une la patilla negativa con el chasis, de forma que tendremos un nuevo punto de conexión en nuestra cápsula.

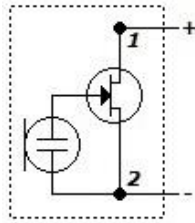


Figura 4.2 Esquema de una cápsula electret sin modificar, configuración en fuente común.

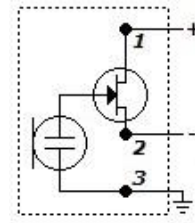


Figura 4.3 Esquema de una cápsula electret modificada, configuración en drenador común.

4.2.1.2. Polarización mediante alimentación Phantom

El circuito más simple que se puede realizar para polarizar la cápsula mediante la alimentación Phantom consta simplemente de una resistencia de 47 kΩ conectada en serie desde el terminal positivo de la cápsula al pin 2 del conector XLR (llamado también vivo). Los pines 1 y 3 de dicho conector estarán puenteados y conectados al terminal negativo de la cápsula como se puede observar en el esquema.

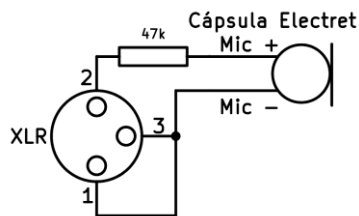


Figura 4.4 Conexión simplificada de la cápsula electret mediante alimentación Phantom.

Ésta es la forma más sencilla de realizar la conexión entre la cápsula y un mezclador. Este circuito funciona, pero tiene una serie de inconvenientes:

- Es sensible al ruido de la propia alimentación Phantom.
- La transmisión de la señal no es balanceada, por lo que es propensa a recibir interferencias.
- Tiene una alta impedancia de salida por lo que no podrán usarse longitudes de cable grandes.
- Genera mucho ruido al conectar/desconectar el micrófono al mezclador o al activar/desconectar el Phantom de la consola.

Este circuito puede ser usado para realizar comprobaciones del funcionamiento de las cápsulas usando longitudes pequeñas de cable. En la práctica, el circuito no es recomendado para ninguna aplicación de grabación, sonorización o medida. Aunque sea más complejo, se recomienda realizar un circuito con salida balanceada de mayor calidad [27]. Por esta razón, se diseñará un preamplificador de micrófono con estas características.

4.2.2. Preamplificador de micrófono

4.2.2.1. Circuito de salida balanceada

Este circuito proporciona una salida balanceada y tiene una impedancia de salida de unos 2 k Ω lo que permite que sea utilizado con éxito mediante longitudes de cable de varios metros incluso decenas de metros.

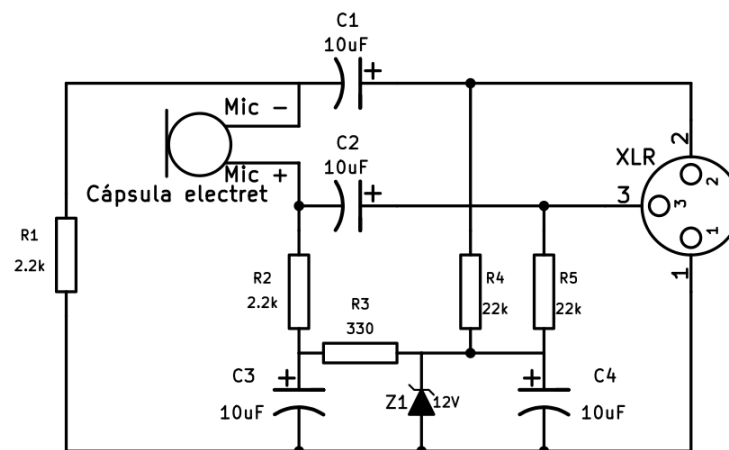


Figura 4.5 Circuito de salida balanceada.

4.2.2.2. Mejora en el circuito balanceado

El siguiente circuito proporciona mejoras respecto al anterior. Este circuito ofrece una impedancia de salida menor.

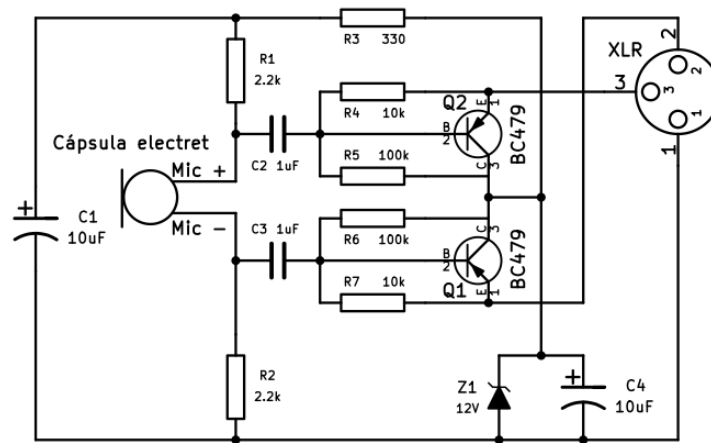


Figura 4.6 Mejora en el circuito balanceado.

4.2.2.3. Circuito definitivo

El circuito balanceado mostrado en el apartado anterior está diseñado para ser utilizado con cápsulas electret sin modificar. Al disponer de tres terminales de conexión en la cápsula electret modificada, se ha actualizado el esquema para que pueda ser utilizado con ambos tipos de cápsulas.

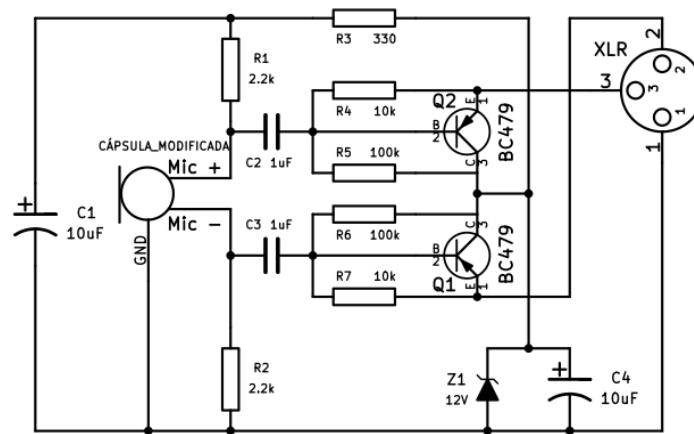


Figura 4.7 Preamplificador de salida balanceada para cápsula electret modificada y alimentado por Phantom.

4.2.2.4. Diseño de PCB

Para la realización de la PCB (Placa de circuito impreso) se utilizó el programa de software libre KiCad. Una vez conocido el esquema del circuito a realizar, se introdujeron en el programa todos los componentes y se conectaron tal y como muestra el esquema.

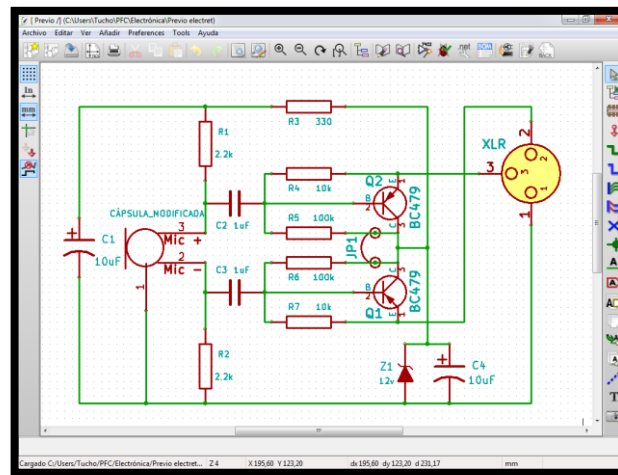


Figura 4.8 Captura de pantalla del esquema del circuito en el programa KiCad.

Posteriormente se le asignó a cada componente su huella o footprint. Esto es necesario para que el programa pueda asignarle una forma a cada componente y ajustar así la correcta distancia entre los componentes y sus propias patillas.

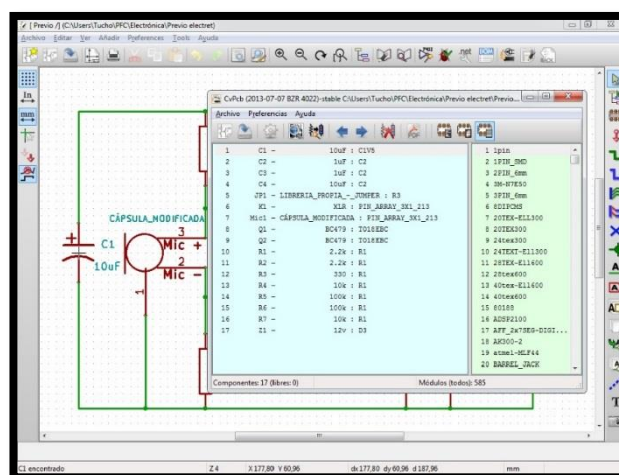


Figura 4.9 Captura de pantalla del programa KiCad.

Por último, se distribuyeron los componentes de forma que las pistas que los conectan se cruzaran lo menos posible, haciendo necesario solamente un jumper en nuestro diseño. En su lugar se soldará un cable en lugar de un componente electrónico.

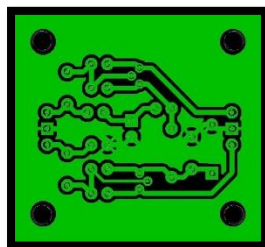


Figura 4.10 Layout del circuito del preamplificador

El programa exporta los archivos en formato gerber tanto de los pads, las pistas y los taladros. Estos archivos se llevaron al taller de electrónica para su mecanizado en la fresadora.

El programa es capaz de generar una simulación tridimensional del resultado, el cual podemos comparar con la versión real después de haber procedido a su montaje.

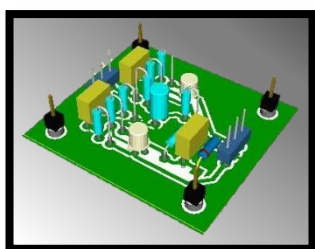


Figura 4.11 Imagen 3D del preamplificador generada por KiCad.

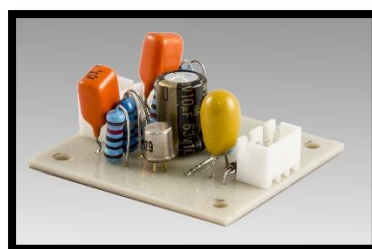


Figura 4.12 Preamplificador de micrófono después de haber procedido a su montaje.

4.2.2.5. Características

El preamplificador de micrófono está montado en una placa de circuito impreso de 35x37.5 mm. Los componentes que lo componen se detallan en la siguiente lista:

COMPONENTE	VALOR	TIPO	UNIDADES
Conector	XH-3P	3 pin	2
Condensador	1 uF, 63 V	Polipropileno	2
	10 uF, 50 V	Tántalo	1
	10 uF, 63 V	Electrolítico	1
Transistor	BC479	PNP	2
Diodo	12 V	Zener	1
Resistencia	330	½ W	1
	2,2 kΩ	½ W	2
	10 kΩ	½ W	2
	100 kΩ	½ W	2

Tabla 4.1 Lista de componentes del preamplificador.

Dos de estos preamplificadores se alojan en una caja de 90x45x30 mm en el interior de la cabeza del maniquí, y los otros dos en una caja de 55x40x25 mm cada uno, a cada lado de los auriculares de medida.



Figura 4.13 A la izquierda, preamplificador de dos canales para el maniquí de medidas; a la derecha, preamplificador simple para auricular de medidas.

Las conexiones de entrada y salida de cada caja se realizan mediante conectores miniXLR. Las salidas de la caja que se encuentra en el interior del maniquí se conectan a unos conectores XLR situados en la parte trasera de la cabeza artificial.

4.2.3. Auriculares de medida

Los auriculares de medida son unos dispositivos supraaurales capaces de reproducir la señal de audio mediante sus pequeños altavoces y a la vez captar el sonido que éstos generan. Para que esto sea posible, se ha añadido a unos auriculares comerciales una pareja de cápsulas electret y de preamplificadores de micrófono como los descritos en los apartados 4.2.1 y 4.2.2 respectivamente.



Figura 4.14 Auriculares de medida.

4.2.3.1. Características

Se ha utilizado unos auriculares supraaurales cerrados Sennheiser eH150. Son unos auriculares dinámicos ligeros que proporcionan un buen aislamiento contra el ruido ambiental.

Datos técnicos:

- Impedancia 32Ω
- Respuesta en frecuencia 18 Hz – 18000 Hz (-3 dB/1 kHz)
- Transductor Electrodinámico
- Nivel de presión sonora 115 dB (1 kHz, 1 V_{RMS})
- THD < 0.5%
- Tipo de acoplamiento Supraaural, cerrado
- Peso (sin cable) aprox. 130 g.
- Conector Jack de 3,5 mm con adaptador a Jack de 6,3 mm
- Cable 3 m, OFC (Cobre libre de oxígeno)

Para acoplar los micrófonos a los auriculares, ha sido necesario realizar un orificio en cada almohadilla. Este orificio se sitúa en el lado opuesto al relleno acolchado respecto a la costura y próximo a ésta. Su posición permite que el micrófono se sitúe en el espacio que se crea entre la cavidad de la concha y el altavoz del auricular, accediendo por la parte superior del trago del pabellón auditivo. El diámetro del orificio es de 3 mm y viene marcado por el cable utilizado. El acoplamiento entre ambos es muy ajustado para que el micrófono se mantenga en su posición de manera estable.



Figura 4.15 Detalle del acoplamiento entre preamplificador y auricular.

Las cajas de los preamplificadores se han fijado mediante bridas a los extremos de la diadema de los auriculares, de tal manera que no impiden el ajuste de cada auricular a lo largo de la diadema.

4.2.4. El maniquí

Un maniquí de medidas típico consiste en un par de micrófonos montados en el interior de unas orejas artificiales localizadas a los lados de una cabeza artificial. Este tipo de dispositivos se han utilizado generalmente para realizar grabaciones binaurales, con las que se consiguen señales que nuestro cerebro interpreta para localizar las fuentes sonoras en el espacio tridimensional cuando son escuchadas mediante auriculares. Más recientemente ha sido posible realizar con ellos medidas acústicas para sintetizar los efectos de la cabeza y orejas electrónicamente, mediante procesamiento digital de señales. Esta técnica tiene dos defectos: pobres efectos “de altura” y de discriminación delante-atrás. Estas inexactitudes espaciales son a menudo pasadas por alto o ignoradas para los propósitos de grabación, donde la mayoría de las fuentes sonoras se encuentran en frente de la cabeza artificial oyente, y no en estas posiciones más extremas.

Muchos investigadores se han preguntado por qué sus sistemas de cabezas artificiales han resultado inadecuados en los aspectos mencionados. Algunos han repetido las medidas introduciendo micrófonos miniatura en los oídos y conductos auditivos reales de los voluntarios de los experimentos. Otros han recurrido a la construcción de sus propias cabezas artificiales, tratando de mejorar los productos de los fabricantes comerciales, y en algunos casos, las orejas utilizadas han sido réplicas de las de los voluntarios. En un ejemplo extremo, Hugo Zuccarelli intentó simular la anatomía del cráneo, incluyendo los huesos, los conductos auditivos ovalados y doblemente torcidos, las trompas de Eustaquio, dientes y piel, con el fin de acercarse a la realidad lo más fielmente posible. Zuccarelli incluso afirmó que era necesaria una peluca a fin de conseguir una buena discriminación delante-atrás. Claramente, este último enfoque es puramente impropio de un producto comercial, en términos de coste y factores operativos (peso, dimensiones, apariencia...). Además, este planteamiento no permite la creación de un sistema con una coincidencia adecuada izquierda-derecha, debido a que desigualdades muy pequeñas generadas en la fabricación (como el tamaño, la forma o la posición de cualquiera de las cavidades acústicas de la estructura) crean diferencias significativas en las propiedades generales y HRTFs.

Se cree que la primera demostración del efecto estereofónico tuvo lugar en París en la década de 1890, cuando se colocaron en fila varios micrófonos en la parte delantera de un escenario, cada uno de los cuales estaba conectado a unas piezas en una habitación adyacente, que los oyentes colocaban en sus orejas y les proporcionaban una reproducción muy realista que mantenía las propiedades espaciales. El primer informe explícito de un método de

reproducción de sonido usando una cabeza de maniquí aparece en 1927. Su objetivo era grabar sonidos de tal forma que las diferencias de tiempo y de amplitud entre las señales L y R propias de la cabeza, fueran convolucionadas acústicamente con los sonidos. Su posterior reproducción se logró utilizando reproductores comunes de auriculares (o altavoces equidistantes colocados directamente a la izquierda y a la derecha del oyente), de manera que "los orígenes virtuales de sonido fueron asegurados". La patente británica de Blumlein, [28], explica cómo conseguir que el volumen de los altavoces dependa de la dirección de la fuente sonora, mediante el uso de dos o más micrófonos junto a los elementos apropiados de los circuitos de transmisión, a la vez que expone los medios necesarios para cortar los discos de vinilo y grabar así las señales. La grabación y reproducción sonora en estéreo no fue comercialmente explotada hasta la década de 1950.

En la actualidad, los equipos estéreo convencionales están basados en gran parte en la amplitud estéreo de Blumlein, donde una serie de grabaciones monoaurales independientes se sitúan espacialmente en el campo sonoro existente entre los altavoces del oyente en base a las diferencias en el nivel sonoro entre los canales izquierdo y derecho. Esto se conoce como panorama. Es posible añadir reverberación artificial y otros efectos para mejorar los efectos espaciales (la acústica de la habitación, y la distancia) de estas grabaciones.

Cuando se realizan grabaciones en vivo, es habitual el uso de parejas de micrófonos estéreo colocados de manera coincidente o no coincidente. La separación se puede aproximar al ancho de una cabeza. Esta técnica es un método para reproducir una imagen acústica natural de una actuación. Pero han habido varios periodos desde la década de los años 50 donde se ha experimentado con el uso del método de grabación con cabezas artificiales para producir señales binaurales intentando mejorar la calidad de la imagen estéreo.

Históricamente, el término "estereofónico" fue acuñado en la década de 1950 para denominar la reproducción de sonido a través de dos o más canales de transmisión. En la década de 1970, resurgió el interés en utilizar micrófonos introducidos en cabezas de maniquí como técnica de grabación, y la expresión "binaural" fue acuñada en exclusiva para las grabaciones hechas por esos medios. Más recientemente, el término "binaural" también se ha utilizado para los equivalentes electrónicos, donde se sintetizan y procesan los efectos acústicos de la cabeza humana y el oído externo.

Los sistemas de grabación binaural que emplean maniquíes están compuestos por una cabeza artificial de tamaño natural y a veces torso, en la que se monta una pareja de micrófonos de

alta calidad en la posición del canal auditivo. Las partes externas de la oreja se reproducen según las dimensiones medias humanas, y se fabrican a partir de siliconas o materiales parecidos, de manera que los sonidos que graban los micrófonos han sido modificados acústicamente por la cabeza y orejas artificiales a fin de que posean las curvas naturales de localización del sonido usadas por el cerebro.

A raíz del desarrollo de las cabezas artificiales, un tanto básicas y sencillas, para la grabación de sonidos binaurales en los años 1930 y 1940, los expertos en acústica se dieron cuenta de que éste era un soporte ideal para la prueba y evaluación de los audífonos y otros dispositivos, como los protectores auditivos. En consecuencia, surgió un interés más académico en el desarrollo de las cabezas artificiales, cuidando más los detalles en su construcción e ingeniería.

Por ejemplo, los trabajos de Torick [29] y Burkhardt y Sachs [30] son dos excelentes documentos para obtener más información sobre las cabezas artificiales.

Pronto se hizo evidente que, aunque las primeras cabezas artificiales eran adecuadas para la grabación binaural, eran representaciones pobres de la anatomía humana. La principal razón era que las cabezas se equipaban con micrófonos cuya cápsula se situaba al final de la cavidad de la concha, en lugar del final del conducto auditivo simulado. Aunque esto no es un problema para situaciones de grabaciones binaurales, es evidente que no es lo adecuado para el desarrollo de audífonos, donde la presencia de la impedancia acústica del propio canal auditivo se convierte en una característica importante. Con el fin de remediar esta carencia, el profesor Zwislocky, de la Universidad de Syracuse, ideó un acoplador acústico para imitar las propiedades del canal auditivo. Ésto fue descrito en varios informes internos de la universidad, y más tarde se desarrolló comercialmente para su uso en el maniquí KEMAR, desarrollado por Knowles Electronics, quienes mejoraron la estructura original desde el punto de vista de la fabricación.

El acoplador Zwislocki es de acero inoxidable, tiene forma de cubo (21,5 x 21,5 x 15 mm), con un orificio de entrada en una cara, para el acoplamiento a una oreja artificial, y otro orificio para un micrófono de 12 mm en la cara opuesta. En cada una de las cuatro caras restantes se acopla un circuito acústico pequeño y sintonizado llamado rama lateral. Cada rama lateral tiene una inercia, resistencia y compliancia específicas, de tal manera que la impedancia total frente a las características de frecuencia del acoplador se asemeja al promedio del hombre adulto, con gran exactitud, hasta aproximadamente los 8 kHz. Para

frecuencias mayores, se supone que la respuesta de la membrana del micrófono se vuelve muy diferente a la de la membrana del tímpano.

En términos de investigación acústica, esta forma de acopladores, junto a otros productos similares de diferentes fabricantes, se adoptaron para aplicaciones donde era necesaria una alta precisión en la simulación del canal auditivo. Sin embargo, para la grabación de audio, el canal auditivo presenta un grave problema práctico, ya que en la primera resonancia a un cuarto de la longitud de onda, el canal auditivo simulado crea una ganancia de entre 10 y 15 dB sobre 3,9 kHz, y a esto se le suma la igualmente importante resonancia de la cavidad de la concha cerca de los 2,8 kHz. La consecuencia es que hay un pico de resonancia de unos 25 o 30 dB sobre los 3 kHz que debe ser compensado, o las grabaciones serán tonalmente incorrectas. Corregir anomalías de este calibre es posible. Es difícil de lograr usando métodos analógicos, pero es factible con el uso de filtros digitales. Sin embargo, aun cuando ésto se consigue, se disminuye la relación señal a ruido, porque la resonancia ha impulsado las regiones no resonantes de la respuesta unos 30 dB hacia el ruido de fondo del sistema. Adicionalmente, el uso de micrófonos de 12 mm exige que éstos no sean de estudio, con un peor rendimiento del ruido. Por estas razones, los sistemas basados en cabezas sin canal auditivo siguen siendo los preferidos para las grabaciones de estudio, donde se exigen las mejores relaciones señal a ruido posibles. Sin embargo los niveles de presión sonora aumentan linealmente desde la entrada del canal auditivo hasta el tímpano [31], por lo que se ha exigido la verificación del uso de cabezas artificiales sin simuladores de conducto auditivo. Sin embargo, este resultado debe considerarse con mucha cautela, debido a sus métodos experimentales, pues la introducción de los pequeños transductores de medida en el interior de la concha o del canal auditivo puede afectar a las propiedades acústicas globales del oído de manera sustancial. [32]

Existen muchos tipos de cabezas artificiales disponibles en el mercado actualmente. Los cuatro tipos descritos a continuación son los más utilizados.

B&K type 4100, de la empresa Brüel & Kjær. Se trata de una cabeza artificial montada en un simulador de torso, cuyo interior está forrado de material absorbente. Los micrófonos van montados directamente sobre las placas metálicas a los lados de la cabeza. El cuello se puede ajustar, de manera que se inclina hacia delante, hasta un ángulo de 17°. Los simuladores del pabellón auditivo son de silicona, dimensionados según las normas EC 959 y CCITT P.58,

pero sin las extensiones de canal auditivo, y llevan unos micrófonos B&K 4165 con la cápsula situada en la cavidad de la concha. El peso total es de 7,9 kg.

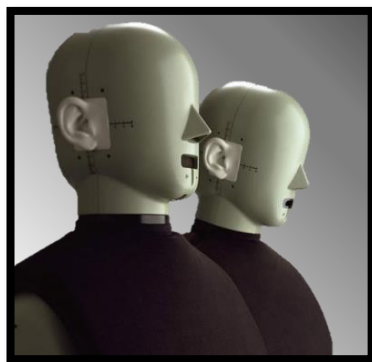


Figura 4.16 B&K type 4100

Neumann Ku 100, sucesora de las series Ku 80 y Ku 81, fabricadas por Georg Neumann GmbH y usada desde finales de la década de 1970. La Ku 80 fué mejorada y cambió su nombre a Ku 81 en 1981, y ha tenido importantes variaciones incluyendo el sufijo “i” mejorando la compatibilidad con los altavoces (en relación con los cambios en los filtros de ecualización). La cabeza es un elemento sólido, de goma, la cual se puede separar en dos partes (delantera y trasera), para acceder al compartimento donde se alojan los micrófonos y las baterías. La cabeza está equipada con canales auditivos artificiales de tipo acopladores de micrófono, y usa la serie de micrófonos de condensador miniatura Nuemann KM100 de 21 mm, con preamplificadores FET integrados. Dispone de ecualización electrónica, mediante filtros analógicos, y se alimenta mediante baterías, estando todo integrado en la propia cabeza. La cabeza viene preparada para colocar en un soporte tipo trípode y no tiene hombros. Su peso es 2,7 kg y es de color negro mate.



Figura 4.17 Neumann Ku 100

Aachen (Head Acoustics), fabricada por Head Acoustics GmbH, se diferencia de otras cabezas artificiales en que se basa en una estructura muy simplificada, la cual cumple las características más importantes de la audición humana [33]. La forma de los oídos y las dimensiones de la cabeza se ajustan a un conjunto de ecuaciones que simplifican su construcción. Se desarrolló inicialmente para la medición del ruido en la industria automotriz. Está preparada para montar en trípode, y dispone de unos hombros extraíbles. Su peso es de 7 kg, y es de color negro mate. Una unidad de ecualización se suministra habitualmente con la cabeza.



Figura 4.18 Aachen (Head Acoustics)

KEMAR, fabricado por Knowles Electronics Inc. fue desarrollado en la década de 1970, y se ha utilizado ampliamente para la investigación y el desarrollo de audífonos. El sistema está disponible en forma modular, que incluye un torso opcional. La cabeza está hueca, con la división en torno a la periferia superior del cráneo, y las superficies interiores se han recubierto con resina epoxi rellena de plomo con el fin de amortiguar las resonancias y reducir la transmisión del sonido a través de su interior. Lleva instalados micrófonos B&K de 12 mm mediante acopladores Zwislocki, y las entradas del acoplador se conectan directamente a las aberturas de los pabellones auditivos de silicona. El pabellón de la oreja de goma es una mezcla de dos tipos diferentes con el fin de simular lo más fielmente posible las propiedades mecánicas del oído humano. Están disponibles varias unidades de cuello diferentes, con diferentes alturas. Varios tipos de oído están disponibles, también, para diferentes aplicaciones.

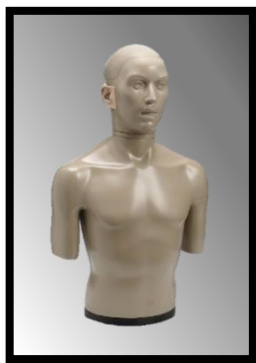


Figura 4.19 KEMAR

Ninguna de las cabezas comerciales mencionadas percibe la altura de manera adecuada, y tienen una discriminación delante-atrás pobre, debido a la ineficiencia de los oídos artificiales que se han usado en el pasado [32].

Algunos investigadores han hecho réplicas de oídos reales haciendo moldes de sus propios oídos o esculpiendo copias de oídos reales. Sin embargo, esto no es satisfactorio por las siguientes razones.

- a) La relación izquierda/derecha es muy pobre y no puede ser corregida o ajustada.
- b) Los errores que se producen en el molde introducen pérdidas y distorsión.
- c) No existe control sobre las dimensiones, y no se pueden especificar valores determinados.
- d) El acoplamiento entre la oreja y el canal auditivo o micrófono no está bien definido, siendo esta unión una característica muy crítica.

4.2.4.1. Características

El tipo de oreja artificial elegido se basa en la patente de Alastair Sibbald de 1998. Sibbald afirma haber descubierto que lo que dicen otros autores con relación a la importancia de emplear materiales parecidos a la piel es acústicamente poco influyente. De hecho, Sibbald prefiere la utilización de materiales duros debido a la constancia en sus dimensiones físicas (las orejas de silicona pueden deformarse, distorsionando las formas y cavidades acústicas y por lo tanto alterando significativamente la HRTF asociada). Sibbald ofrece un pabellón y un canal auditivo dimensionados con precisión, que proporciona mejores indicaciones en cuanto a la altura de las fuentes de sonido y una mejor discriminación delante atrás, utilizando materiales que convencionalmente no han sido apropiados para orejas artificiales

y expone un método para fabricarlas de forma controlada y repetible, preferiblemente mediante el uso de herramientas de control numérico.

Es importante entender el papel del canal auditivo en la tecnología de la cabeza artificial. Las primeras cabezas artificiales antes mencionadas no incorporaban canales auditivos artificiales, sino que simplemente insertaban los micrófonos de grabación en el pabellón con el diafragma del micrófono colocado más o menos donde estaría situada la entrada al canal auditivo. Hay varias razones para esto. En primer lugar el diámetro de los micrófonos, especialmente los de calidad de estudio, son mucho más grandes (20 mm o más) que el diámetro del conducto auditivo (7 mm o 8 mm), por lo que sería físicamente difícil montar un micrófono semejante en la estructura de un canal auditivo simulado. En segundo lugar el micrófono se fijaría en una cavidad, y por lo tanto sería menos sensible, y la cavidad sería resonante, por lo que introduciría efectos de filtrado de peine no deseados.

Además, en el pasado se consideraba que el propio canal auditivo no contribuía a los efectos espaciales, y que éstos eran totalmente debidos a la presencia de la cabeza y la forma del pabellón auditivo. Casi sin excepción, cuando en el pasado se ha considerado importante la presencia de un canal auditivo artificial, se ha dicho que era necesario únicamente por las propiedades de adaptadores de impedancia o por razones físicas, y no necesariamente por las propiedades espaciales del sistema. De hecho, ha habido trabajos publicados en los que la presencia de un canal auditivo es innecesaria para las propiedades espaciales. Está claro que hay que tener en cuenta el diseño del canal auditivo cuando se prueban audífonos que se introducen dentro del canal auditivo, o tapones para los oídos, porque no se pueden usar micrófonos empotrados. Como siempre, en estas circunstancias no se considera la relevancia de la actuación sobre los efectos espaciales. Uno de los primeros informes sobre un sistema de cabeza artificial que incluía simuladores de canal auditivo se describe en el artículo de Bauer [34] (titulado “Réplica del oído externo para pruebas acústicas”) quien basó las dimensiones de su canal auditivo en los datos de [35], es decir, 22 mm de longitud y 7,6 mm de diámetro. Parece cierto que la longitud se comprobó a partir de mediciones de resonancia acústica (es difícil realizar mediciones físicas reales teniendo en cuenta el peligro potencial para los sujetos. Si esto es cierto, la resonancia a 3,9 kHz medida se ha usado para calcular una longitud del canal auditivo de 21,99 mm) pero esto asume una terminación en ángulo recto del canal auditivo, lo cual es incorrecto. Si se parte de esta base para hacer un canal auditivo simulado de 22 mm, con una terminación de 90°, efectivamente tendrá la resonancia “correcta” a 3,9 kHz, y uno podría pensar que la simulación ha sido validada. Sin embargo,

Sibbald afirma que se necesita una terminación de 45° para una respuesta espacial correcta, y la longitud debe ser calculada de manera diferente con el fin de proporcionar la correcta y natural frecuencia de resonancia a 3,9 kHz.

Las propiedades resonantes del conducto auditivo son principalmente las de un tubo cerrado en un extremo, por lo que la resonancia fundamental se produce cuando un cuarto de la longitud de onda, λ , corresponde con la longitud del tubo, L , y por lo tanto $\lambda=4L$. Suponiendo que la velocidad del sonido en el aire es de 343 m/s, la frecuencia de resonancia, f (kHz), se puede calcular para que sea igual a $343/4L$ (donde L está en milímetros). El conducto auditivo de Bauer (et al.), mencionado anteriormente, similar al de Tokick (et al.), que se describirá a continuación, presenta una respuesta que muestra la resonancia fundamental en torno a los 3,9 kHz, lo cual es coherente con la longitud de 22 mm, de acuerdo con esta fórmula.

En el sistema de cabeza artificial de E. L. Torick et al., de 1968, diseñado para las pruebas acústicas de los dispositivos de comunicación personal, también se le añadió al conjunto un conducto auditivo. Se trataba de asegurar que la carga acústica del sistema de medición fuera representativa de una situación de la vida real, y superior a los 6 cm^3 y 2 cm^3 de los acopladores acústicos conocidos hasta ese momento. Torick et al., intentaron hacer coincidir las constantes acústicas del canal auditivo y del tímpano mediante la construcción de un tubo prácticamente cilíndrico de aproximadamente 2,2 cm de longitud y 0,76 cm de diámetro con un volumen de 1 cm^3 . Torick conocía que Zwislocki había informado de un volumen efectivo de aproximadamente $1,6 \text{ cm}^3$ para la combinación del canal auditivo y el tímpano, lo que le llevó a la conclusión de que la contribución del tímpano al volumen equivalente era de aproximadamente $0,6 \text{ cm}^3$.

Torick et al. procedieron a crear el modelo de elementos concentrados de la línea de transmisión del canal auditivo, y montar un micrófono B&K 4132 (con su rejilla) axialmente en el extremo de un tubo escalonado, que lleva una resistencia de amortiguación frente a la rejilla del micrófono. La resistencia se ajustó de tal manera que la impedancia total del sistema canal auditivo/micrófono fuera similar a la del canal auditivo de un oído real. Aunque los autores trataban de imitar la geometría de la disposición humana, el micrófono se montaba axialmente (es decir, alineado con el canal auditivo). En realidad, sin embargo, la membrana timpánica se encuentra con un ángulo de alrededor de 45° orientada hacia abajo (y muy ligeramente hacia delante).



Figura 4.20 Pabellón auditivo [32].

Cuando uno considera la estructura del oído (ver **Figura 4.20**) con atención, se puede observar que está compuesta por dos elementos resonantes principales: la cavidad de la concha y el conducto auditivo (no mostrado en la **Figura 4.20**). Están acoplados entre sí en ángulo recto (donde la entrada del canal auditivo se abre en la pared más interna de la concha), y constituyen una vía en serie desde el mundo exterior a la membrana timpánica (no mostrada en la **Figura 4.20**). Ambas cavidades resonantes, junto a la manera de acoplarlas, son un elemento crítico que se debe reproducir con precisión en el caso de querer construir un sistema espacialmente preciso de cabeza artificial. No solo se deben reproducir correctamente el pabellón y el canal auditivo, sino también la unión entre ellos es de igual importancia, especialmente en términos de su posición geométrica.

Como se ha mencionado anteriormente, y se indica habitualmente en las publicaciones, el canal auditivo humano se asemeja aproximadamente a un tubo cilíndrico cerrado en un extremo, de una longitud de unos 22 mm, y un diámetro de alrededor de 7 o 8 mm. Esta longitud corresponde a una frecuencia de resonancia fundamental (un cuarto de longitud de onda) de aproximadamente 3,89 kHz para una terminación de 90° . Sin embargo, debido a que el tímpano está realmente dispuesto en un ángulo de 45° hacia abajo, uno podría esperar razonablemente que los frecuentemente citados 22 mm de longitud del canal auditivo fuese la dimensión de la línea central (“a” en la **Figura 4.21**).

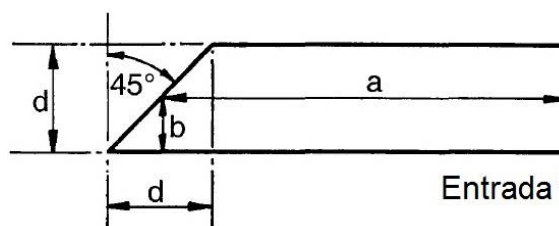


Figura 4.21 Esquema del canal auditivo artificial [32].

Sin embargo, si uno construye un canal auditivo artificial con una terminación de 45° y una longitud central de 22 mm, su frecuencia de resonancia (en la práctica) estaría sobre los 3 kHz (a diferencia de los 3,9 kHz necesarios, habiendo una diferencia del 23%). Esto se debe a la forma en que los frentes de onda son reflejados por el extremo de terminación de 45° , de la siguiente manera [32].

Considere un frente de onda que entra en el conducto auditivo a lo largo de la línea central (**Figura 4.21**). Avanza a lo largo de la longitud de la línea central (a) hasta encontrar su terminación, punto en el cual sufre una reflexión que envía el frente de onda hacia abajo, en este caso, a lo largo de la trayectoria (b). Cuando el frente de onda se encuentra con el suelo del canal auditivo, es reflejado hacia atrás exactamente a lo largo de su trayectoria, sube hasta la terminación, y de allí hacia el exterior a lo largo de la longitud, sale por la entrada. Por lo tanto, la longitud efectiva del canal auditivo, L_{ef} , es igual a la longitud de la línea central (a), más la mitad del diámetro del canal auditivo (b): y por lo tanto $L_{ef}=(a+d/2)$.

Consideremos ahora el frente de onda entrando y atravesando el borde superior del canal auditivo.

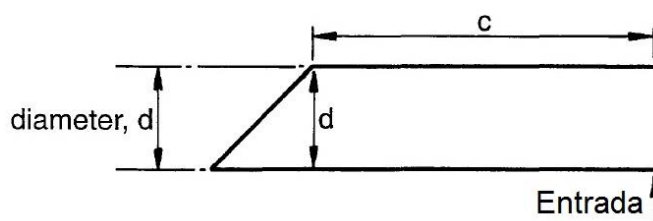


Figura 4.22 Esquema del canal auditivo artificial [32].

Debido a que la terminación es de 45° , la primera longitud del recorrido (c) es igual a $(a-d/2)$, y la segunda longitud de la trayectoria es igual al diámetro del tubo (d). Por lo tanto, la longitud efectiva del recorrido en este caso es igual $(a-d/2)+d$. Ésto es igual a $(a+d/2)$, y por lo tanto es exactamente el mismo que en el caso anterior, donde el frente de onda atravesaba el camino frontal. Se puede observar que cuando el frente de onda sigue la trayectoria más baja del canal auditivo, la longitud de la trayectoria efectiva también sería: $L_{ef}=(a+d/2)$.

En resumen: la longitud efectiva a la que resuena un tubo abierto en un extremo y cerrado mediante un material reflectante con un ángulo de 45° en el otro extremo es igual a la suma de la longitud de la línea central entre la entrada y el extremo cerrado, más la mitad del diámetro del tubo. Usando este método uno puede calcular las dimensiones de un canal auditivo con el extremo cerrado a 45° , que cuente con la resonancia fisiológica requerida de

3,9 kHz. La longitud efectiva debe ser de 22 mm, como antes, por lo que la distancia de la línea central debe ser igual a 22 mm menos la mitad del diámetro. Si el tubo tiene 7 mm de diámetro, la distancia de la línea central deberá ser de 18,5 mm. Un conducto auditivo, por tanto, que cuente con la correcta terminación en un ángulo de 45° , y posea la frecuencia fundamental de resonancia fisiológica a 3,9 kHz, deberá tener las dimensiones mostradas en la **Figura 4.23**.

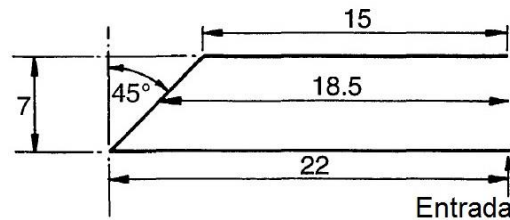


Figura 4.23 Dimensiones en milímetros del canal auditivo artificial [32].

De la **Figura 4.23** es importante tener en cuenta que la sección superior del tubo es bastante corta (una longitud de sólo dos diámetros). A menudo se afirma en la literatura que el conducto auditivo se comporta como una guía de ondas unidimensional, porque las longitudes de onda del sonido en el espectro audible son mayores que el diámetro del canal auditivo, y por lo tanto los modos de propagación laterales no son posibles, sólo la propagación longitudinal.

El fenómeno de la guía de ondas es muy conocido en otros campos, por ejemplo, en los conductos de microondas, fibra óptica, y dispositivos de óptica integrada. Sin embargo, se puede demostrar que si bien las condiciones de propagación mono-modo prevalecen en la guía de ondas a distancias mayores a varias longitudes de onda de los extremos de la guía (la entrada y la salida), no prevalecen cerca de los extremos. Como consecuencia, es un error descartar las propiedades físicas del canal auditivo como insignificantes, porque los canales auditivos “actúan como una guía de ondas unidimensional”; el tímpano (o membrana del micrófono) está suficientemente cerca de la entrada como para descartar este punto de vista. Por lo tanto, la terminación de un canal auditivo con un micrófono montado a un ángulo de 90° , como vimos en la técnica anterior, no es correcta si se requieren atributos espaciales válidos y efectivos tales como la grabación de sonido tridimensional o la medida de la HRTF.

En intentos anteriores de crear sistemas de conductos auditivos artificiales, fue común usar materiales como el metal o materiales duros parecidos, aunque en su patente, Zuccarelli

sostiene que es esencial copiar las propiedades de los materiales del conducto auditivo humano:

“...los primeros 8 mm del conducto auditivo (24 mm) son preferentemente de caucho, mientras que los 16 mm restantes tienen una capa interior de yeso o algún material similar, para simular las porciones fibro-cartilaginosas y óseas del oído medio.” [36]

Sibbald considera que esta afirmación no es importante. Uno podría pensar que podría ser necesaria una copia muy detallada del canal auditivo para unas propiedades espaciales adecuadas. De hecho, Zucarrelli declaró en su patente lo siguiente como importante:

“...el sistema de acuerdo con este invento tiene en el meato una dilatación afilada que actúa como el silenciador de un motor de combustión interna”, y:

“La cavidad... actuando como el meato, tiene una forma de cilindro de sección elíptica con el eje torcido de tal manera que la pared que da al orificio externo es anterior, inclinándose gradualmente hasta ser más baja en la parte frontal, mientras la pared posterior se vuelve superior en la parte trasera. Cuanto más plana es la primera, más altamente convexa será la última.”

A diferencia de esta compleja descripción, Sibbald considera que un simple canal auditivo de metal (o plástico) de las dimensiones anteriores (**Figura 4.23**), proporciona unas excelentes propiedades espaciales, cuando se utiliza junto a un eficaz pabellón auditivo (acoplados correctamente). Además, el uso de metal (o plástico) facilita su fabricación, y proporciona un aislamiento acústico efectivo en el canal auditivo entre la toma de sonido (microfonía) y la estructura en la cual se monta.

Uno podría pensar que habría problemas al utilizar un micrófono acústicamente reflectante, en lugar de utilizar una estructura de un material más parecido a la membrana timpánica, pero esto no es cierto. En realidad, el tímpano tiene una reflectividad cercana a 0,6, y las rejillas y diafragmas de la mayoría de los micrófonos tienen un valor mucho mayor, probablemente superior a 0,95. En consecuencia, las propiedades resonantes de un sistema microfónico terminado cuenta con un mayor factor Q del que sería representativo de un canal auditivo humano, y por ello es conveniente introducir un conector amortiguador de goma espuma ligera de poro abierto en la totalidad del conducto auditivo artificial. Su efecto es reducir la magnitud del pico resonante en alrededor de 5 dB, y no afecta a otra parte de la respuesta espectral ni de las propiedades espaciales del sistema en absoluto.

Según la patente de Alastair Sibbald, la oreja artificial debe cumplir las siguientes características:

La oreja artificial está compuesta por una concha, una fosa y un canal auditivo. El canal auditivo nace desde la concha, de tal forma que la distancia ((A) en la **Figura 4.24**) desde el centro de la entrada del canal auditivo hasta la pared posterior de la concha se encuentra entre los 15 mm y los 20 mm.

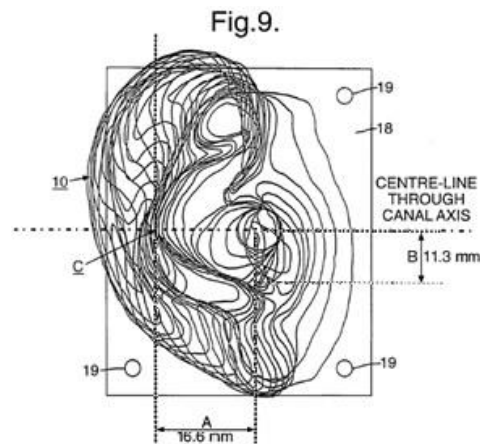


Figura 4.24 Diagrama “Wireframe” de la oreja artificial [32] (Modificada).

La distancia ((B) en la **Figura 4.24**) desde el centro de la entrada del canal auditivo hasta el suelo de la cocha se encuentra entre los 9 mm y los 15 mm, y la alineación del punto de inflexión ((C) en la **Figura 4.24**) respecto al centro de la entrada del canal auditivo es prácticamente horizontal.

De forma ideal, el orificio del canal auditivo está formado por una perforación circular longitudinal de cierto radio y longitud ((a) de la **Figura 4.21**), medidos desde el final abierto del orificio a lo largo del eje central del orificio hasta el plano de la membrana del micrófono, de tal manera que cree una cavidad resonante a la frecuencia de 3,9 kHz.

El orificio puede estar dimensionado de tal forma que la suma de la longitud ((a) de la **Figura 4.21**) y el radio ((b) de la **Figura 4.21**) sea igual a 22 mm. Por ejemplo, el diámetro del orificio es de 7 mm, el ángulo de la membrana del micrófono es de 45° respecto al eje longitudinal del orificio, y la profundidad del orificio es de 18,5 mm.

Preferiblemente la distancia desde el eje central del orificio del canal auditivo a la pared posterior de la concha es de 16,6 mm (promedio), y la distancia desde el eje central del canal hasta el suelo de la concha es de 11,3 mm (promedio).

Las partes principales de un pabellón auditivo humano (**Figura 4.20**) son un pliegue carnoso periférico de la piel llamado hélix, una cavidad resonante en la región superior llamada fosita del antihélix, y la concha, una cavidad resonante la cual nos lleva al conducto auditivo (no se muestra en la **Figura 4.20**) donde se encuentra la membrana timpánica (tímpano).

La fosita del antihélix es especialmente sensible a los sonidos de alta frecuencia, del orden de 15 kHz, y es la parte del pabellón que contribuye a la formación de las señales que permiten al cerebro del oyente discriminar entre los sonidos que emanan de la parte delantera y trasera de la cabeza, así como la altura de la fuente de sonido. Los detalles del conducto auditivo y los componentes del oído interno no se muestran en la **Figura 4.20**.

En la **Figura 4.24** se muestra el diagrama “wireframe” de una oreja generada por ordenador. Cuando se fabrica el pabellón artificial mediante el procedimiento descrito por Sibbald, es de vital importancia asegurarse de que varias dimensiones críticas y ubicaciones físicas sean correctas. Las características que Sibbald considera que son críticas son las siguientes:

- a) La fosita del antihélix (ver **Figura 4.20**) debe ser suficientemente profunda. Esto es difícil de describir o cuantificar, aparte de que algunas de las anteriores orejas artificiales conocidas eran inadecuadas, un pabellón construido según describe Sibbald es adecuado con un volumen de entre $0,2 \text{ cm}^3$ y $0,7 \text{ cm}^3$, siendo preferiblemente de $0,5 \text{ cm}^3$.
- b) La distancia desde el centro de la entrada del canal auditivo a la pared posterior de la concha (A en la **Figura 4.24**) es crítica. Se consideran adecuadas las distancias entre 16 mm y 20 mm, prefiriéndose un valor medio de 16,6 mm.
- c) La distancia entre el centro de la entrada del canal auditivo y el suelo de la concha (B en la **Figura 4.24**) es crítica. Un valor promedio debería ser 11,3 mm.
- d) Es muy importante que la alineación del punto de inflexión de la pared posterior de la concha con el centro de la entrada del canal auditivo sea sustancialmente horizontal, como se muestra en la **Figura 4.24** mediante la letra C.

4.2.4.2. Proceso de elaboración

El maniquí de medidas está fabricado en fibra y sus dimensiones difieren ligeramente de las dimensiones promedio del ser humano. Para el propósito de este proyecto, al tratarse de mediciones con auriculares, la única parte influyente es la que alberga las orejas y sus respectivos conductos auditivos. De este modo, la única medida relevante es la separación

entre ambas orejas, para que unos auriculares supraaurales comerciales se adapten cómodamente. La separación entre las dos orejas es de 15 cm., ligeramente superior a la medida recomendada en la ITU-T P.58 de 2013, donde se especifica que esta distancia debe medir entre 13 cm. y 13,3 cm., recomendando un valor nominal de 13,2 cm. Esta pequeña diferencia no es significativa para el desarrollo de este proyecto, pues los auriculares utilizados se adaptan perfectamente.



Figura 4.25 Maniquí comercial utilizado para elaborar el maniquí de medidas.

El primer paso en la elaboración del maniquí de medidas ha sido la realización de un corte en la parte superior de la cabeza para tener acceso a su interior. A continuación se ha procedido a la extracción de las orejas originales, pues la diferencia en las cavidades resonantes del pabellón auditivo izquierdo y derecho era evidente.



Figura 4.26 Proceso de elaboración del maniquí de medidas.

Para elaborar un sistema que permita cerrar la parte superior de la cabeza se han cortado unos segmentos de perfil de aluminio, obteniendo dos rectángulos de 3x5 cm. Se ha realizado

dos orificios roscados a cada rectángulo. Se ha añadido otros rectángulos de goma EVA, y se han atornillado en la parte frontal y trasera de la cabeza. De esta forma podemos abrir y cerrar la cabeza artificial para trabajar con comodidad en su interior, donde se alojarán los micrófonos y sus preamplificadores. El espesor de la fibra con que está hecho el maniquí es de aproximadamente 3 mm.



Figura 4.27 Interior de la cabeza artificial

La cavidad interior se ha recubierto con aglomerado de poliuretano para proporcionar una masa adicional y evitar resonancias internas. Se le ha añadido una cinta de goma adhesiva en el perímetro de los orificios de las orejas, así como en la abertura que da acceso al interior de la cabeza artificial, como material elástico para evitar que las partes sólidas puedan vibrar.



Figura 4.28 Interior de la cabeza artificial con aislamiento acústico.

El maniquí de medidas dispone de dos tipos de orejas. Por un lado se ha realizado el diseño 3D de unas orejas con el software Blender, siguiendo las pautas descritas en la patente de Alastair Sibbald.

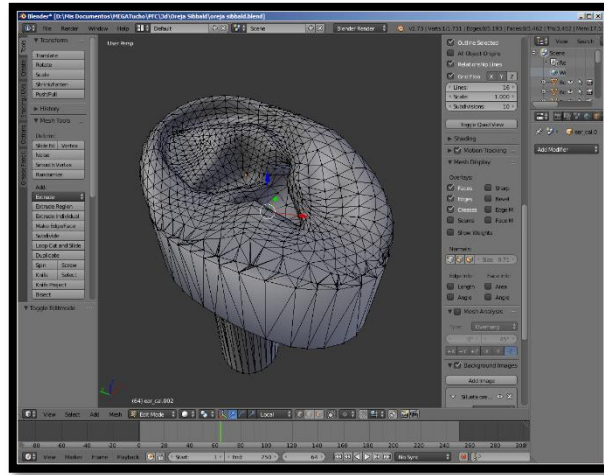


Figura 4.29 Captura de pantalla del software de diseño Blender.

Se ha procedido a su fabricación mediante la técnica de impresión 3D. Para ello ha sido necesario realizar varias impresiones de prueba, inicialmente en plástico ABS, hasta conseguir el resultado deseado. Las modificaciones realizadas al diseño inicial han atendido a variaciones en las cavidades resonantes del pabellón auditivo, así como al acople entre la oreja y su soporte, pues las modificaciones realizadas en el soporte han requerido una actualización del diseño de la oreja. En la **Figura 4.30** puede observarse la evolución del diseño de la oreja artificial. El diseño final ha sido realizado en plástico PLA.

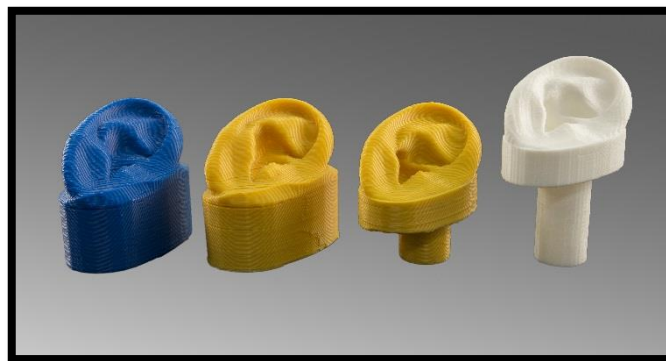


Figura 4.30 Diferentes orejas artificiales impresas en 3D. De izquierda a derecha siguen un orden cronológico en su diseño.

Por otro lado se han adquirido unas orejas de silicona de la casa Soundlink Co. Ltd. Este tipo de orejas se vende como modelo para la colocación de audífonos en escaparates de tiendas especializadas y para que los empleados realicen prácticas de la toma de impresión de los conductos auditivos para la realización de los moldes que se utilizarán para fabricar audífonos y protectores auditivos a medida. Puesto que no incluyen el conducto auditivo entero, ha sido necesario adaptarle un canal auditivo que se ha diseñado y elaborado

siguiendo el mismo procedimiento que el otro tipo de oreja artificial. Para realizar el acoplamiento entre estas dos partes, se ha realizado una perforación con el uso de un sacabocado de 7 mm de diámetro. Este tipo de oreja cumple las medidas recomendadas por Sibbald, aunque difiere en las características del material de elaboración recomendado en su patente.



Figura 4.31 Oreja de silicona, de la casa Soundlink, con conducto auditivo impreso en 3D.

Para poder alojar las nuevas orejas se ha diseñado un sistema de sujeción de orejas intercambiables. Este sistema se ha diseñado para que soporte la presión que los auriculares ejercerán sobre las orejas. Una placa de fibra de vidrio recubierta de cobre sirve como tope de la superficie plana de la oreja artificial que da a la parte interior de la cabeza, y se le ha realizado una perforación para que sea atravesada por el canal auditivo.



Figura 4.32 Soporte de oreja artificial.



Figura 4.33 Soporte de oreja artificial con pieza de amortiguación de goma EVA.

Se ha utilizado este material por la facilidad que ofrece para ser mecanizada mediante una fresadora después de haberla diseñado en el software KiCad. Para evitar posibles vibraciones indeseables, entre la oreja y la placa se ha introducido una pieza elaborada con goma EVA.

La placa se sujeta a la cabeza mediante cuatro tornillos, a los que se les ha añadido un muelle, una palometa y sus correspondientes arandelas para así poder ajustar la inclinación del plano y por lo tanto tener la posibilidad de realizar un pequeño ajuste de la inclinación de la oreja sobre la cabeza.



Figura 4.34 Detalle del soporte de orejas artificiales.

Se ha colocado la caja con los preamplificadores de micrófono en el interior de la cabeza artificial. Como terminales de salida, se han colocado dos conectores XLR macho de chasis en la parte trasera del maniquí de medidas.



Figura 4.35 Conexión trasera del maniquí de medidas.

4.2.5. Conexión del sistema

La tarjeta de sonido externa (1 en la **Figura 4.36**) es el dispositivo al cual se conecta el resto de dispositivos detallados anteriormente. Es necesario usar cinco de sus canales para establecer una completa conexión entre todos los elementos del sistema.

A los canales 1 y 2 se conectan mediante cable XLR-XLR las dos salidas del maniquí (2 en la **Figura 4.36**). Estas salidas son una extensión de las salidas de los preamplificadores (3 en la **Figura 4.36**) del maniquí, que lo recorren internamente. Esta extensión es un cable con

conector miniXLR hembra en un extremo y en el otro lleva soldado el conector XLR macho de chasis. A las entradas de los preamplificadores están conectadas las cápsulas electret (4 en la **Figura 4.36**) mediante conexión miniXLR.

A los canales 3 y 4 de la tarjeta de sonido se conectan los preamplificadores de los auriculares de medida (5 en la **Figura 4.36**) mediante cable XLR-miniXLR. Cada cápsula microfónica se conecta a la entrada de su preamplificador mediante un conector miniXLR.

Al canal 5 de la tarjeta se conecta el micrófono de medida (6 en la **Figura 4.36**) mediante cable XLR-XLR, necesario para la calibración del sistema. Para poder realizar la calibración es necesario introducir el micrófono de medida en el calibrador acústico (7 en la **Figura 4.36**), pues es el elemento que inicia el proceso.

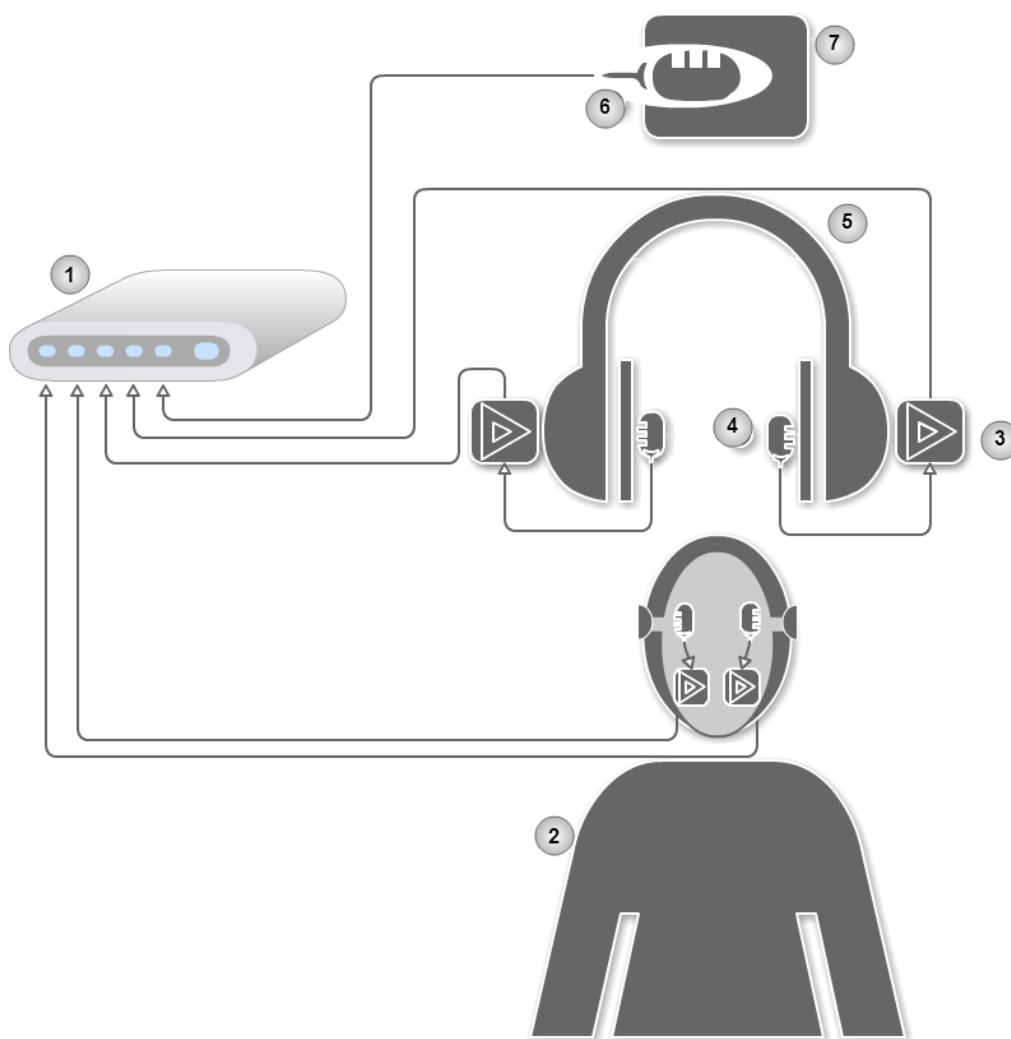


Figura 4.36 Diagrama de conexionado del sistema (Ampliado en la sección de Planos)

4.2.6. Caracterización del sistema

Una vez montados los elementos hardware se ha procedido a su caracterización. Cada elemento se ha evaluado con una serie de medidas que lo caracterizan. Las medidas acústicas se han realizado en el estudio de grabación de la escuela, por ser el recinto más adecuado de los que disponemos en la facultad. El aislamiento acústico y el tiempo de reverberación se alejan de los valores anecoicos ideales para este uso, pero las condiciones permiten unas medidas aceptables para configuraciones con relaciones señal a ruido elevadas. Las medidas de ruido de fondo son las más problemáticas pues el aislamiento acústico no es el adecuado. El equipo utilizado para las medidas acústicas ha sido un analizador de espectro Agilent 35670A, el micrófono de medida Behringer ECM8000, un preamplificador de micrófono de dos canales Behringer Ultragain Pro MIC2200, y un monitor autoamplificado Mackie TH-12A.

Antes de realizar las medidas de caracterización de los dispositivos elaborados se ha procedido a evaluar ciertos parámetros del equipamiento utilizado para realizar las medidas.

En primer lugar se ha realizado la calibración del micrófono patrón:

- Se ha introducido el micrófono en el calibrador acústico.
- Se ha ajustado la ganancia del canal del preamplificador hasta que el analizador de espectro ha marcado $1 V_{RMS}$ a la frecuencia de 1 kHz mediante el análisis FFT.

En el segundo canal del preamplificador se ha conectado el preamplificador elaborado, y a éste se le ha conectado una de las cápsulas electret. La salida de este canal del preamplificador se ha conectado al canal 2 del analizador. Se ha procedido a la calibración del micrófono a evaluar. Como el diámetro de la cápsula electret no se ajusta al calibrador acústico, se ha realizado el siguiente procedimiento:

- Se ha ajustado el nivel de la fuente del analizador y del baffle para que emitiendo un tono de 1 kHz, el micrófono patrón marque $1 V_{RMS}$.
- Con la fuente emitiendo a este nivel, se ha ajustado la ganancia del segundo canal del preamplificador hasta que el canal 2 del analizador ha marcado $1 V_{RMS}$.

Una vez ajustadas las ganancias del preamplificador, se ha comprobado la respuesta del baffle a utilizar como fuente sonora para la medida.

- Se ha puenteado la fuente del analizador con el canal 1, conectando también el bafle en este punto.
- Se ha conectado la salida del primer canal del preamplificador, donde está conectado el micrófono patrón, al canal 2 del analizador.
- Se ha configurado el analizador para calcular la respuesta en frecuencia entre los canales 1 y 2, emitiendo un barrido de frecuencias.

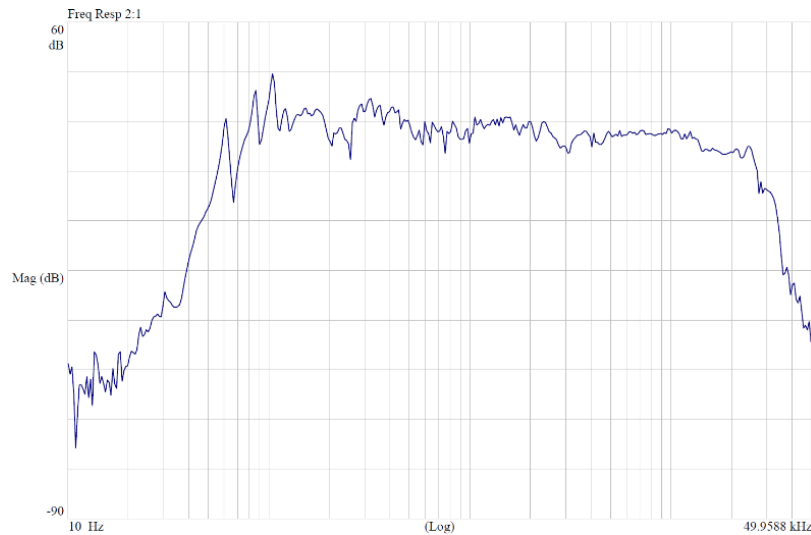


Figura 4.37 Módulo de la respuesta en frecuencia del monitor autoamplificado. Fuente: “Sweep Sine”.

Otro procedimiento para calcular la respuesta en frecuencia consiste en generar una señal “Chirp” y analizar su FFT.

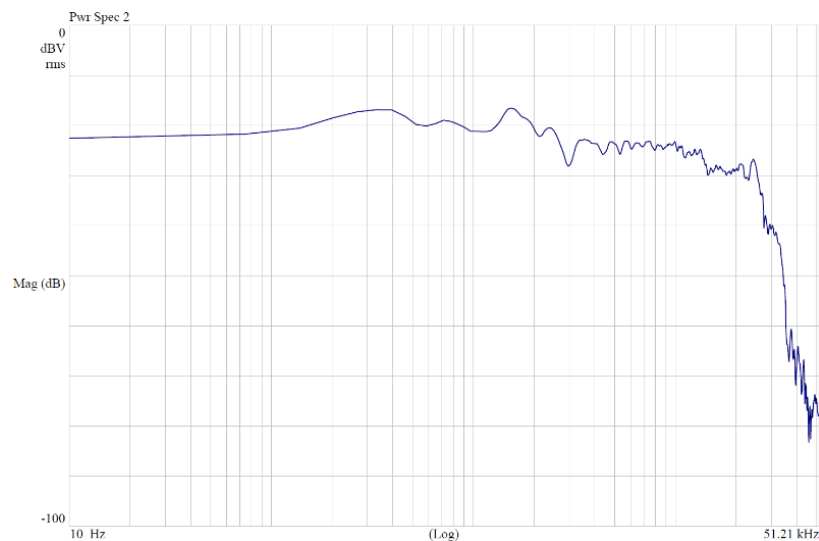


Figura 4.38 Respuesta en frecuencia del monitor autoamplificado. Fuente: “Chirp”.

Mediante este procedimiento la respuesta en baja frecuencia carece de precisión. Por esta razón se ha procedido a generar “Ruido Rosa” y analizar el espectro en tercios de octava.

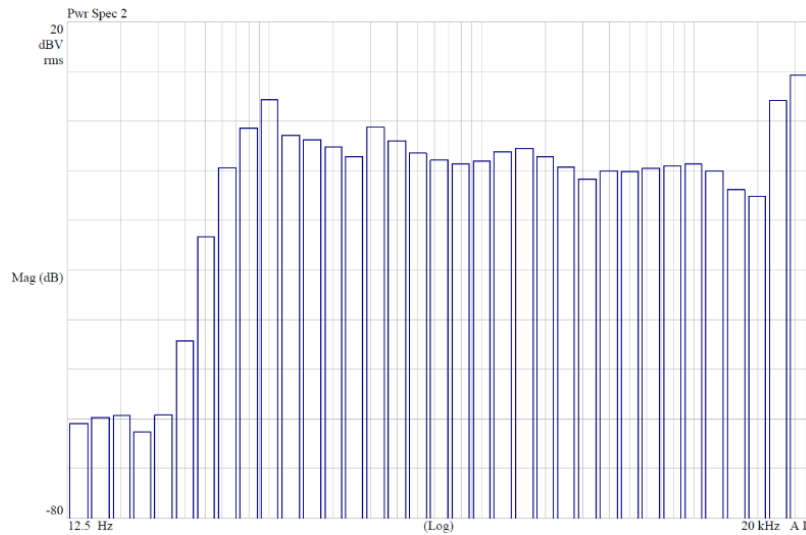


Figura 4.39 Respuesta en frecuencia del monitor autoamplificado. Fuente: “Ruido Rosa”.

Mediante el análisis en tercios de octava se ha conseguido una definición correcta de la respuesta en baja frecuencia. Se puede observar que la respuesta se aleja de la respuesta plana ideal, y es necesario conocer esta respuesta para interpretar correctamente las respuestas en frecuencia calculadas a partir de esta fuente. En las tres respuestas se observa que la frecuencia de cruce entre las dos vías del monitor se encuentra en los 3 kHz, existiendo una caída superior a 6 dB.

Conocida la respuesta del baffle se ha medido el ruido de fondo de los elementos que se encuentran en la cadena de medición, pues para verificar que el ruido medido en el dispositivo a caracterizar es propio del dispositivo, es necesario comprobar que el ruido de fondo de los elementos restantes de la cadena tenga un nivel inferior. Se ha comenzado midiendo el ruido de fondo del analizador de espectro. Para ello se ha conectado una resistencia de 1 k Ω entre los bornes del canal 1. Se ha configurado un promediado lineal de 10 segundos y se ha analizado el espectro en tercios de octava.

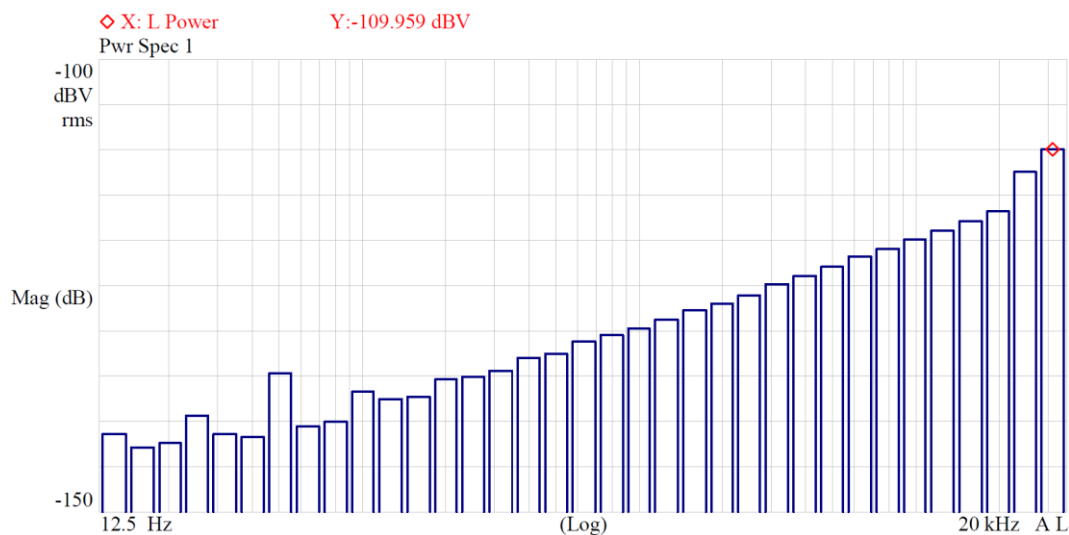


Figura 4.40 Ruido de fondo del analizador de espectro.

El siguiente elemento de la cadena es el preamplificador de micrófono. Se ha conectado la salida del primer canal del preamplificador al canal 1 del analizador de espectro, y el segundo canal del preamplificador al canal 2 del analizador, pero se ha desconectado las entradas del preamplificador. Se ha seguido el mismo procedimiento que para el ruido del analizador.

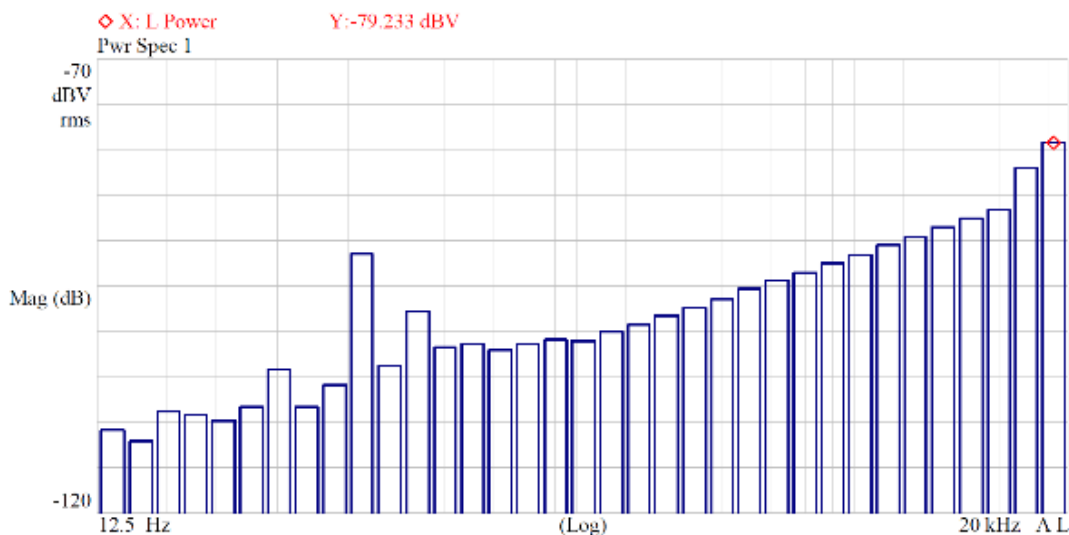


Figura 4.41 Ruido del canal 1 del preamplificador de micrófono Behringer Ultragain Pro MIC2200.

Los niveles de ruido de los dos canales del preamplificador son ligeramente diferentes debido a que el ajuste de ganancias de cada canal se ha realizado para calibrar los micrófonos conectados a cada uno de ellos.

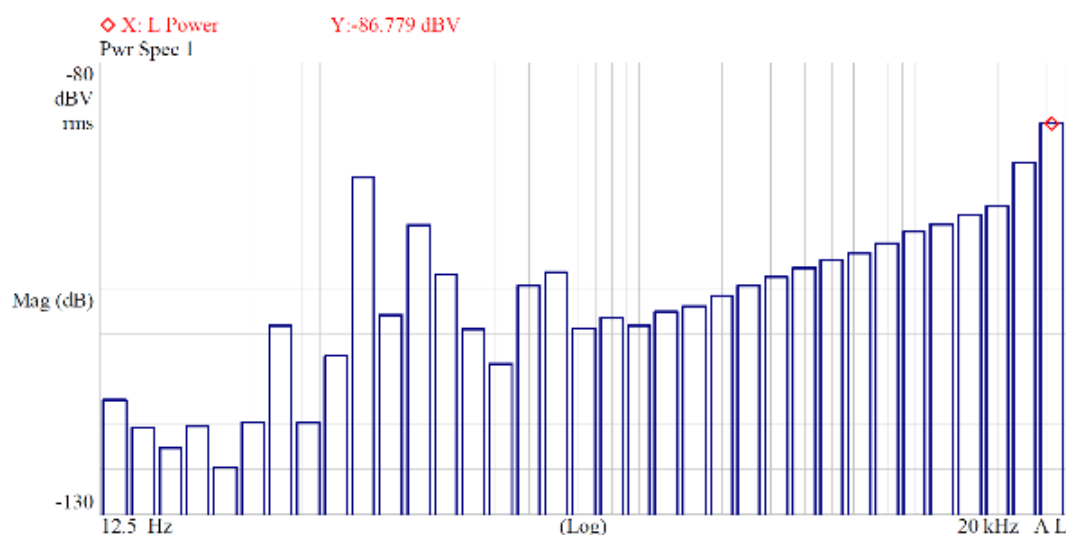


Figura 4.42 Ruido del canal 2 del preamplificador de micrófono Behringer Ultragain Pro MIC2200.

Como los niveles de ruido obtenidos son superiores a los del canal del analizador, podemos asegurar que el ruido obtenido pertenece a los canales del preamplificador.

4.2.6.1. Preamplificador de micrófono

Las medidas de caracterización del preamplificador se han realizado mediante un procedimiento eléctrico, teniendo en cuenta que la entrada del preamplificador se ve expuesta a un nivel de tensión continua, cuya función es polarizar la cápsula electret, y entre los pines de salida se encuentra la alimentación Phantom que suministra la tensión continua al circuito. Estos niveles de continua podrían dañar los equipos de medida. Por esto es necesario añadir un filtro a la entrada y a la salida del preamplificador para aislar al analizador de espectro y al generador de señal de dicho nivel de continua.

Los filtros diseñados para aislar el equipo de medida de la tensión continua que se encuentra en los terminales de entrada y salida del circuito han sido calculados para que sus frecuencias de corte no afecten a la banda de frecuencias audible. La frecuencia de corte de un filtro paso alto se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{Ecuación 4.1}$$

Donde f_c es la frecuencia de corte en hercios, R es la resistencia en ohmios y C es la capacidad en faradios.

El esquema de un filtro paso alto genérico de primer orden es el siguiente;

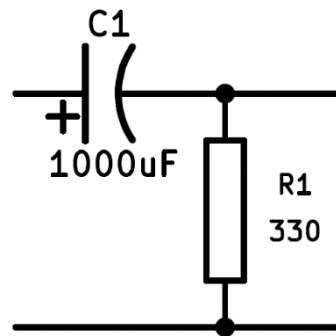


Figura 4.43 Filtro paso alto de primer orden.

La frecuencia de corte se calcula utilizando la **Ecuación 4.1**.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 10 \cdot 330 \cdot 1000 \cdot 10^{-6}} = 482 \text{ mHz} \quad \text{Ecuación 4.2}$$

Midiendo la respuesta en frecuencia de este filtro en el analizador de espectros, ver **Figura 4.44**, podemos observar una frecuencia de corte de 474 mHz, de valor muy similar al calculado matemáticamente.

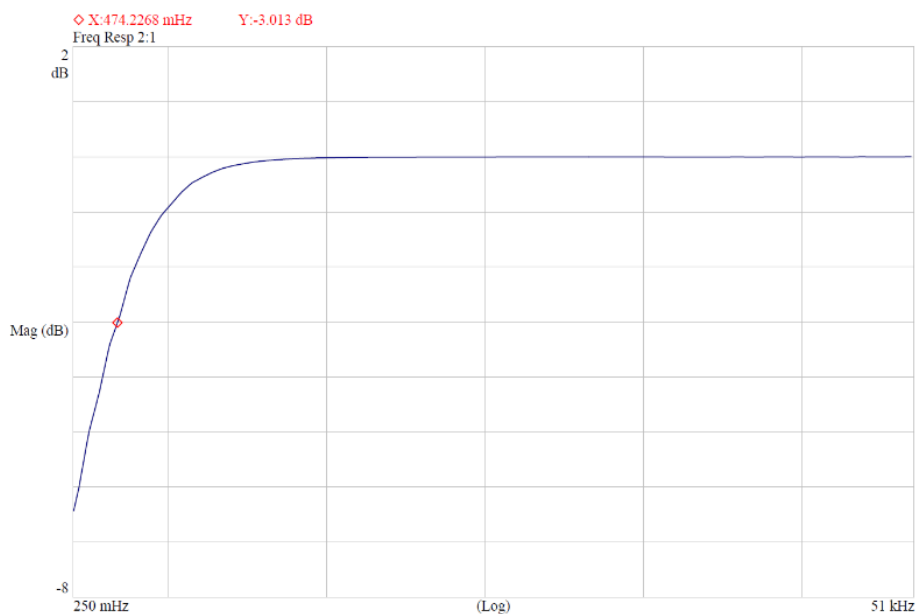


Figura 4.44 Respuesta en frecuencia del filtro.

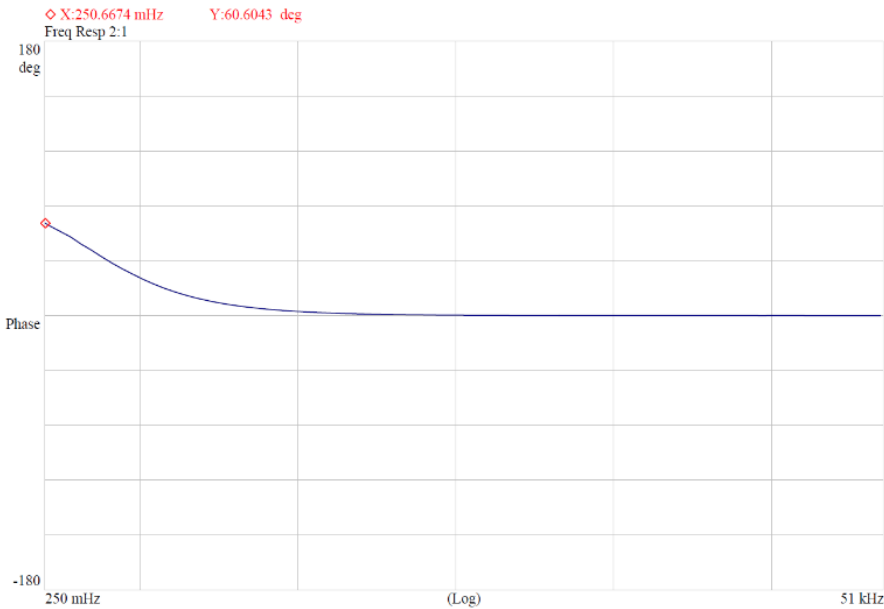


Figura 4.45 Respuesta en fase del filtro.

Debido a la topología del circuito los filtros de entrada y salida varían un poco respecto al filtro paso alto genérico. Los valores de los componentes utilizados en cada filtro se detallan en la siguiente tabla.

	Filtro de entrada	Filtro de salida
Resistencia	330 Ω	100 k Ω
Condensador	1000 μ F	1000 μ F

Tabla 4.2 Valores de los componentes de los filtros de entrada y salida.

El esquema del filtro utilizado a la entrada del circuito se muestra a continuación:

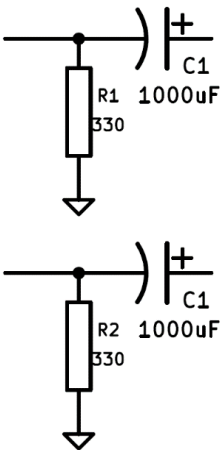


Figura 4.46 Esquema del filtro de entrada.

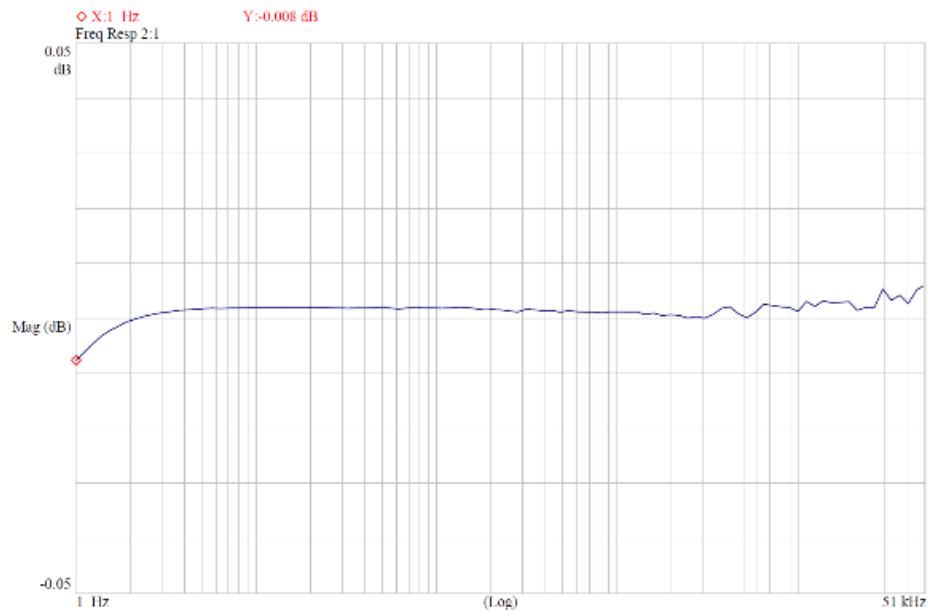


Figura 4.47 Respuesta en frecuencia del filtro de entrada.

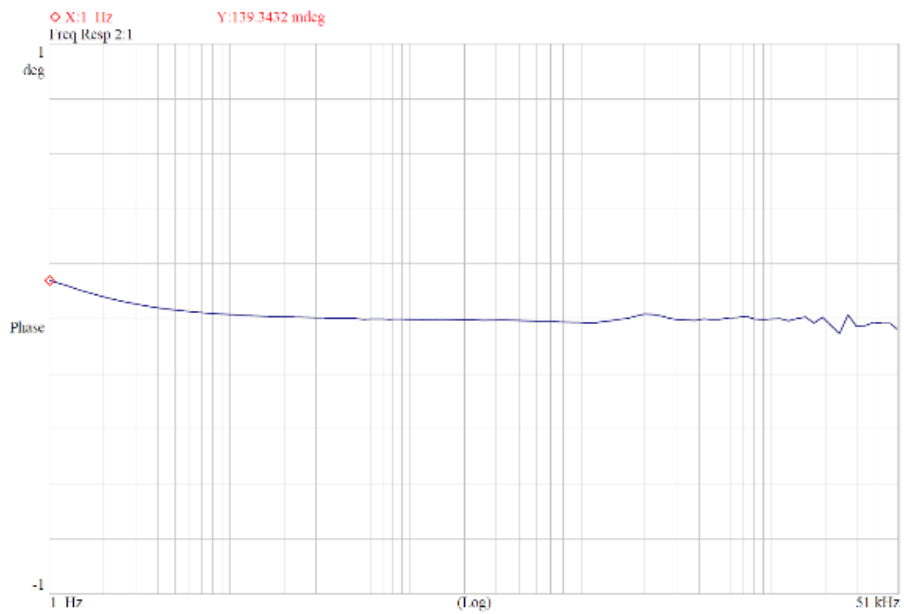


Figura 4.48 Respuesta en fase del filtro de entrada.

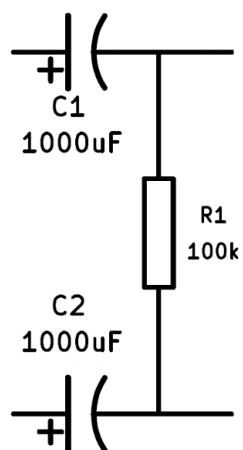


Figura 4.49 Esquema del filtro de salida.

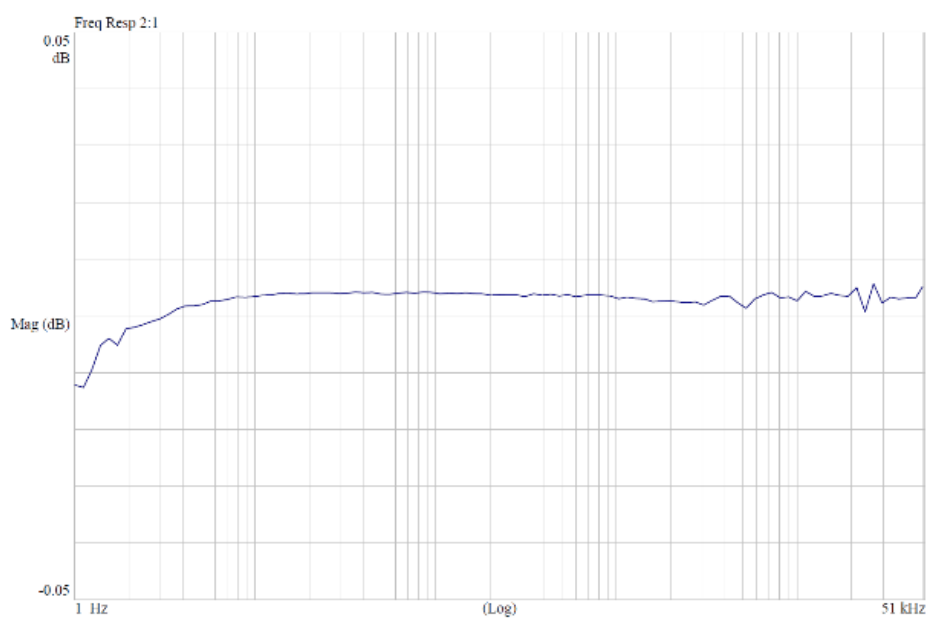


Figura 4.50 Respuesta en frecuencia del filtro de salida.

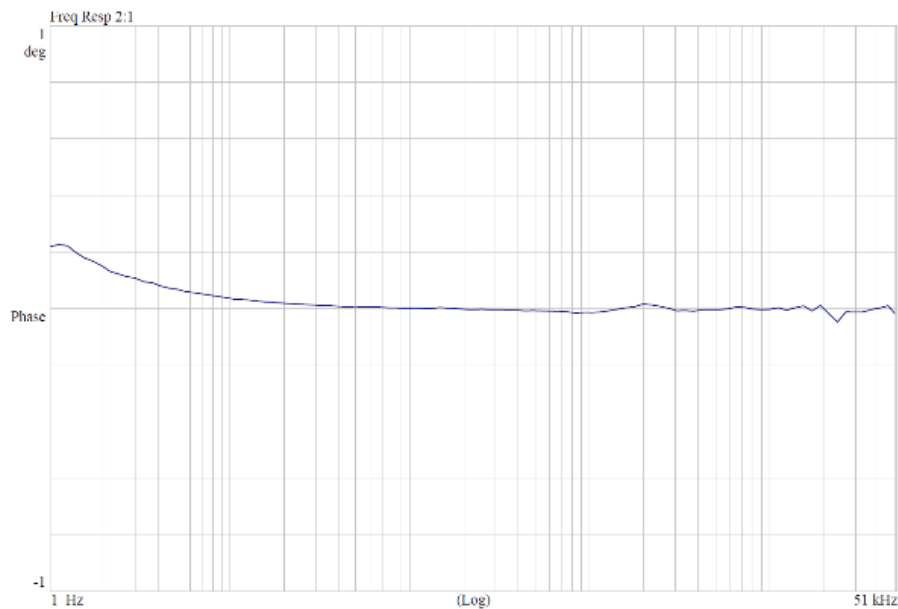


Figura 4.51 Respuesta en fase del filtro de salida.

Respuesta en frecuencia

El esquema siguiente muestra el circuito compuesto por preamplificador y filtros de entrada y salida. Se ha cambiado la topología del circuito del preamplificador para facilitar la adaptación esquemática entre las diferentes partes. En el filtro de salida podemos observar cómo se conecta el circuito a los 48 V de la alimentación Phantom a través de dos resistencias de 6,8 k Ω . Esta conexión se realiza exclusivamente para la realización de esta medida pues el circuito se conecta a una fuente de alimentación de laboratorio.

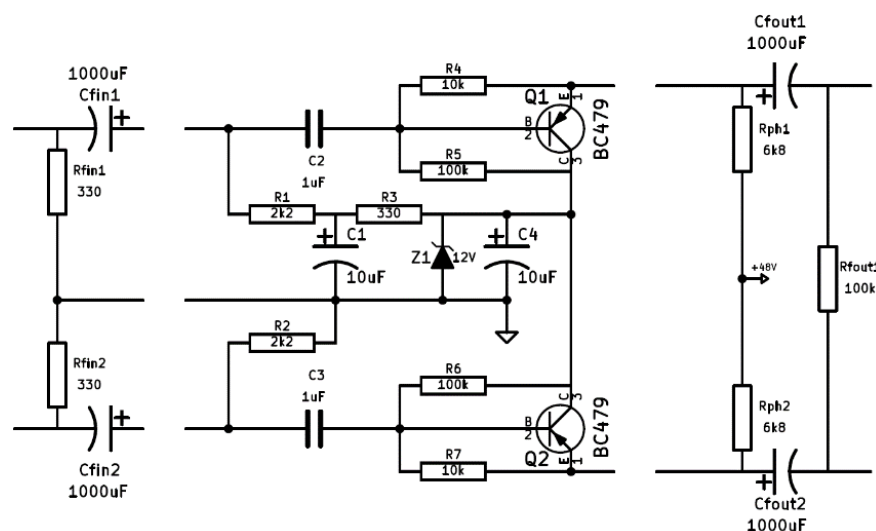


Figura 4.52 Esquema de preamplificador y los filtros necesarios para realizar la medida de respuesta en frecuencia.

La respuesta en frecuencia de este conjunto se muestra en la **Figura 4.54**. El marcador indica que la respuesta en frecuencia es plana desde 1,5 Hz en adelante. Para la realización de la medida cabe destacar que la configuración de los canales del analizador debe estar referenciada a tierra y debe tener acoplamiento en alterna.

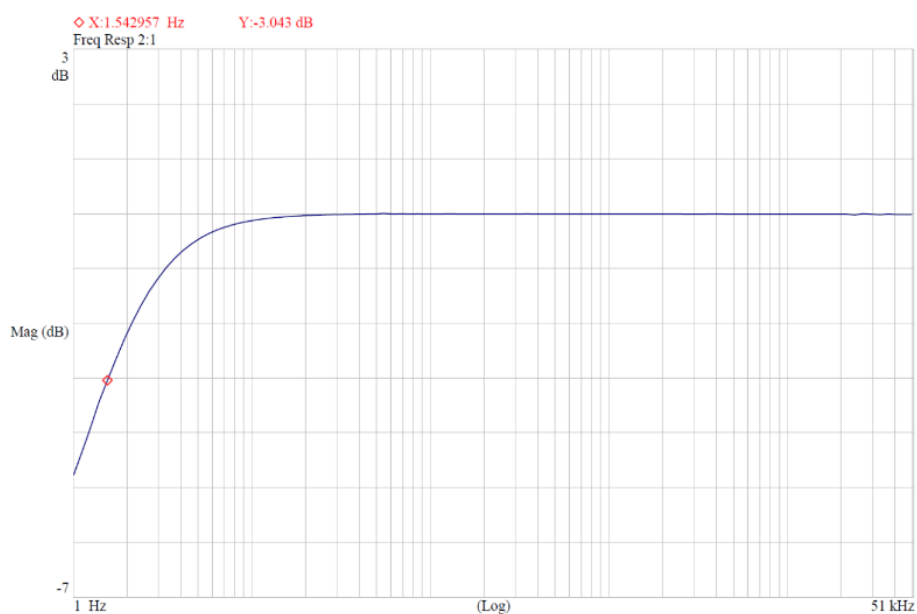


Figura 4.53 Respuesta en frecuencia del preamplificador.

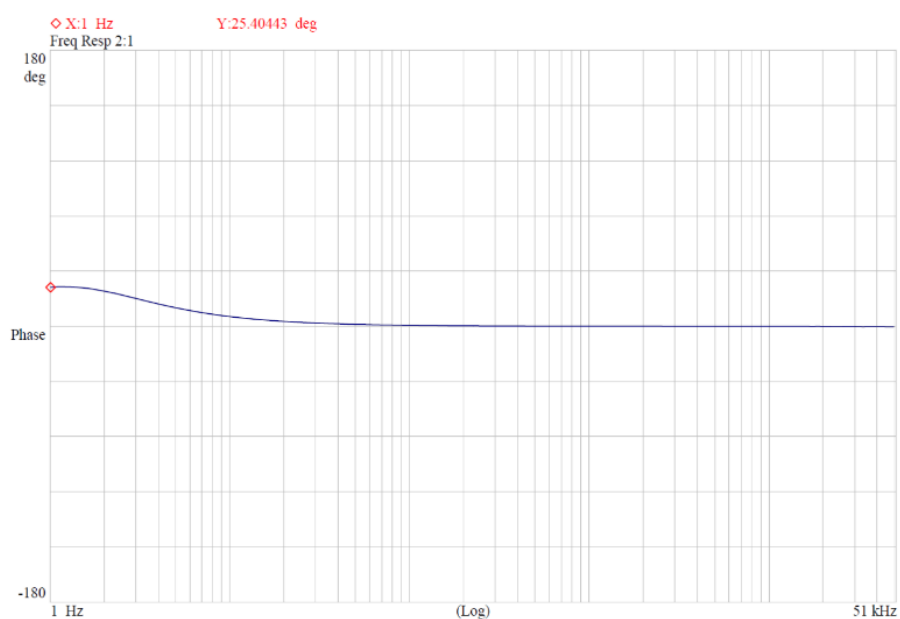


Figura 4.54 Respuesta en fase del preamplificador.

Distorsión

La distorsión armónica total es un parámetro que indica el grado de no linealidad de un sistema. Esta no linealidad generará más armónicos y de mayor amplitud cuanto menos lineal sea el sistema que se evalúe. Para la realización de esta medida generamos un tono de 100 mV_{RMS} y evaluamos la relación de amplitud del armónico fundamental respecto a la de los armónicos que el sistema genera.

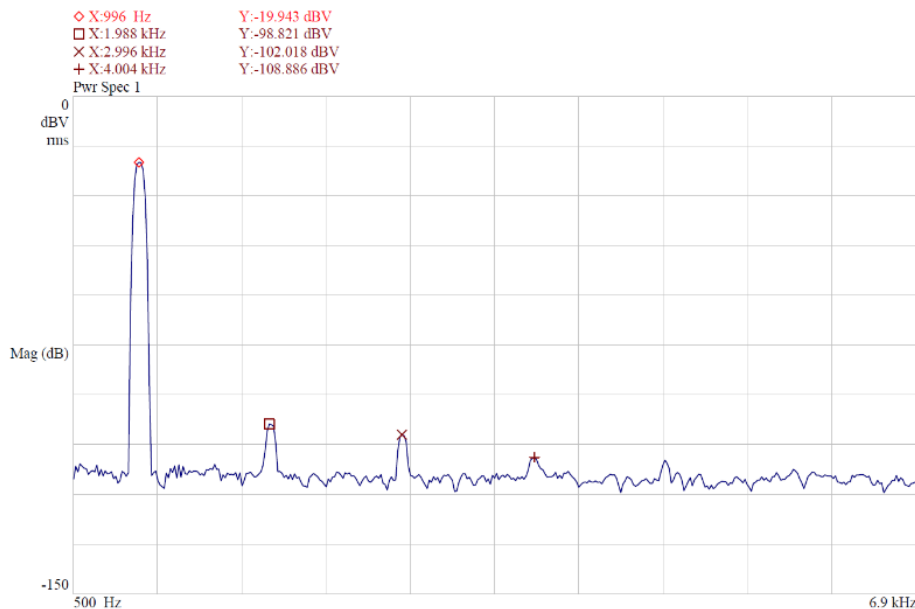


Figura 4.55 Distorsión armónica total (THD).

Podemos observar que la amplitud del armónico fundamental está casi 80 dB por encima de la del primer armónico, lo cual ya es indicativo de que la distorsión será bastante inferior al 1% THD, que es el máximo permisible.

La siguiente ecuación nos permite realizar el cálculo de la THD:

$$\%THD = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n V_i^2}}{\sqrt{\sum_{i=0}^n V_i^2}} 100 = 0,014\%$$

Ecuación 4.3

Ruido de fondo

El ruido de fondo se obtiene midiendo la señal de salida del preamplificador en ausencia de una señal de entrada.

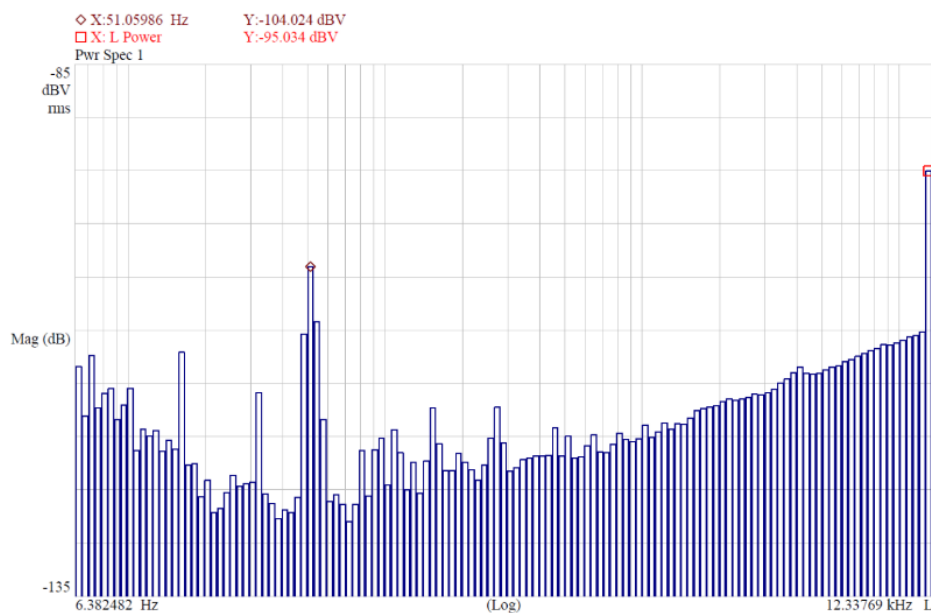


Figura 4.56 Ruido de fondo del preamplificador mediante análisis en 1/12 de octava

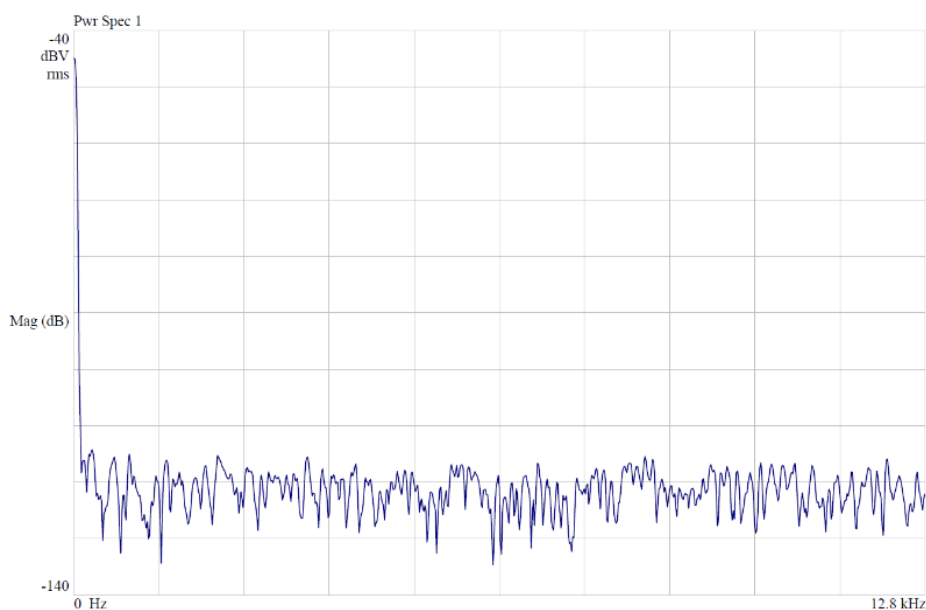


Figura 4.57 Ruido de fondo del preamplificador mediante análisis FFT.

Mediante el análisis en 1/12 de octava observamos con un buen detalle el ruido en baja frecuencia, apreciándose una componente de 50 Hz que no es propia del preamplificador. Se

debe a la red eléctrica que pasa a través de la fuente de alimentación de laboratorio encargada de simular la alimentación Phantom. Pero las altas frecuencias llevan a confusión en este tipo de análisis pues se observa un mayor contenido energético en las bandas de alta frecuencia. Esto es debido a que la bandas de octavas inmediatamente superiores a una banda específica van duplicando sucesivamente su ancho de banda. Esto se traduce en un incremento de 3 dB por octava cuando el contenido espectral del ruido es constante (ruido blanco). El análisis FFT muestra de una manera más clara que el ruido de fondo tiene una carga espectral plana.

4.2.6.2. La cápsula electret

Las cápsulas electret se han sometido a medidas de respuesta en frecuencia y ruido de fondo mediante los procedimientos que a continuación se explican:

Respuesta en frecuencia

La respuesta en frecuencia de las cápsulas se ha realizado mediante el análisis de tercios de octava ya que, como pudimos comprobar para la respuesta del monitor autoamplificado, obtiene una mejor definición de la respuesta en baja frecuencia.

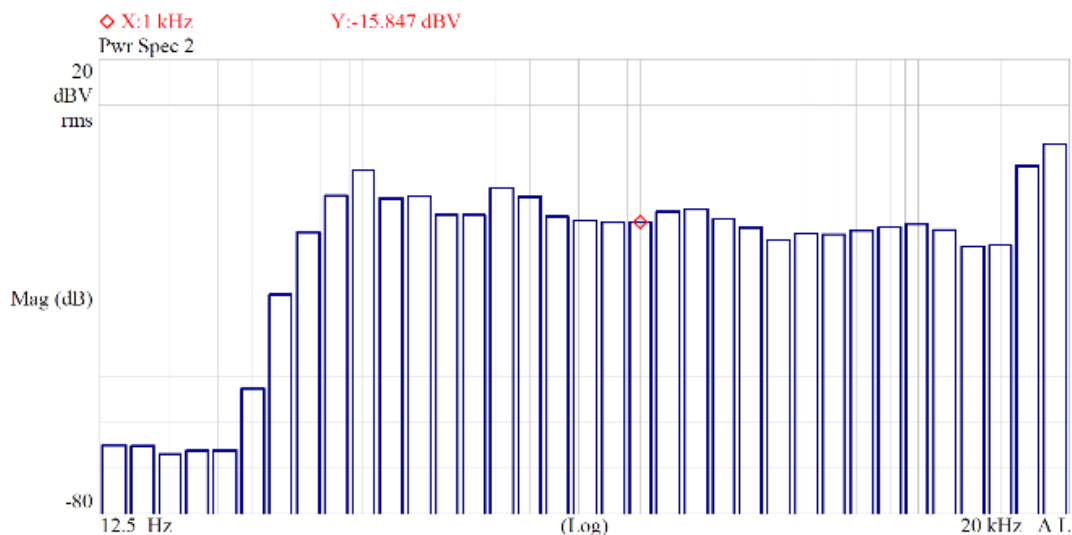


Figura 4.58 Respuesta en frecuencia de la cápsula electret 1.

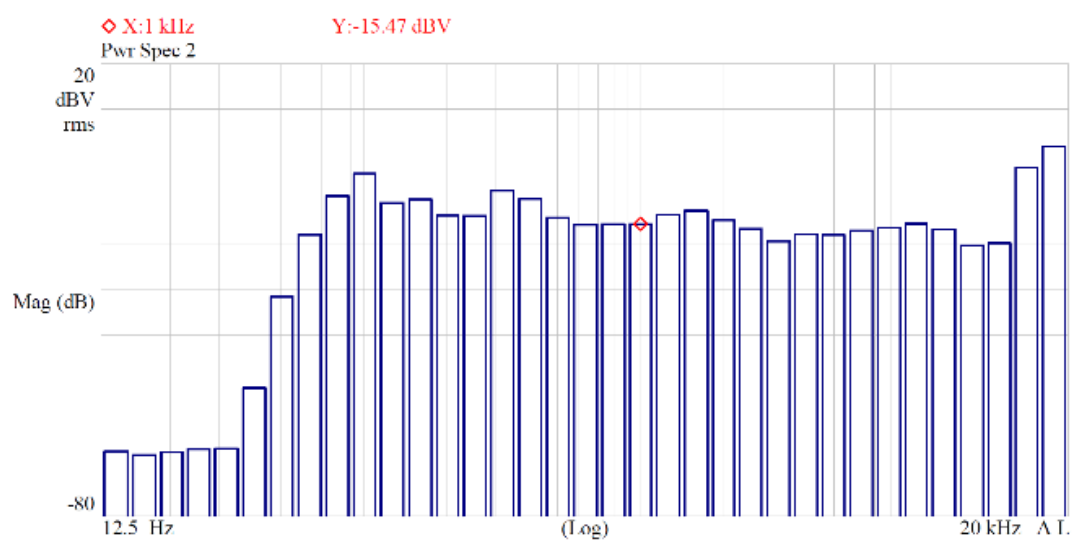


Figura 4.59 Respuesta en frecuencia de la cápsula electret 2.

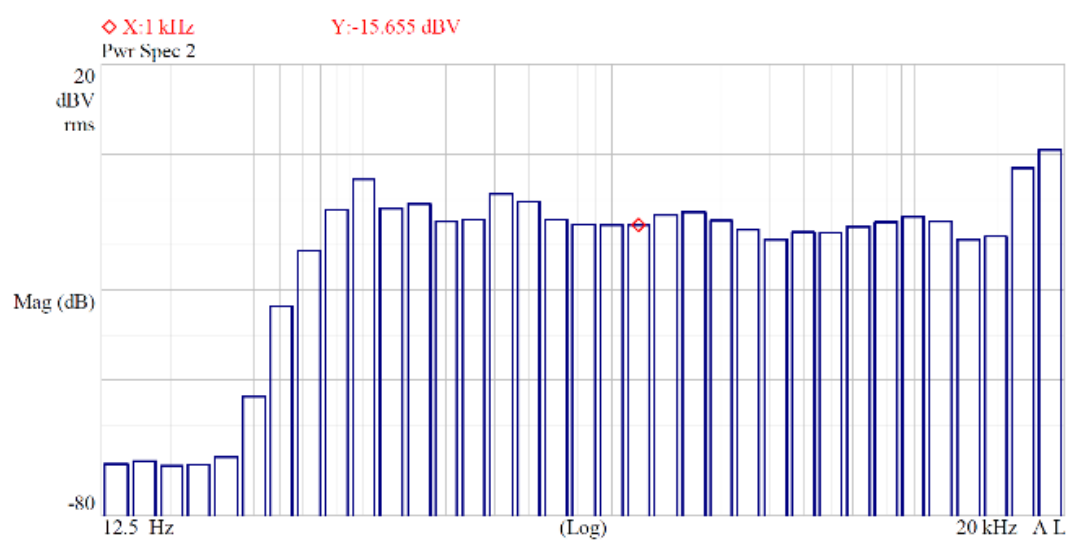


Figura 4.60 Respuesta en frecuencia de la cápsula electret 3.

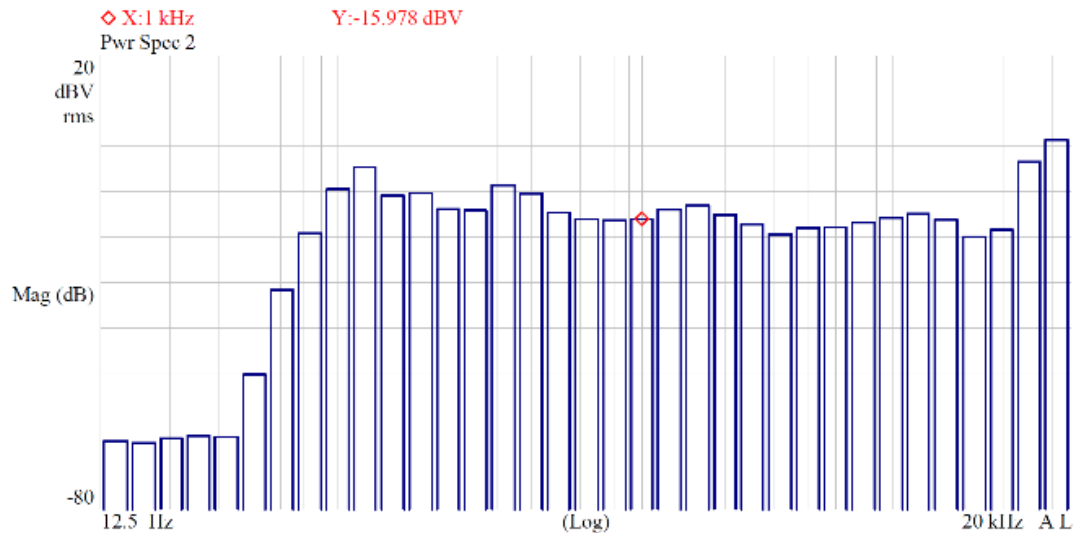


Figura 4.61 Respuesta en frecuencia de la cápsula electret 4.

Para evitar, en la medida de lo posible, diferencias entre las señales de los micrófonos izquierdo y derecho se ha procedido a emparejar las cápsulas electret comparando el parecido de sus respuestas en frecuencia.

Ruido de fondo

El ruido de fondo de las cuatro cápsulas utilizadas se muestra a continuación, pero hay que tener en cuenta que las condiciones en que se realizaron distan de las condiciones anecoicas deseadas:

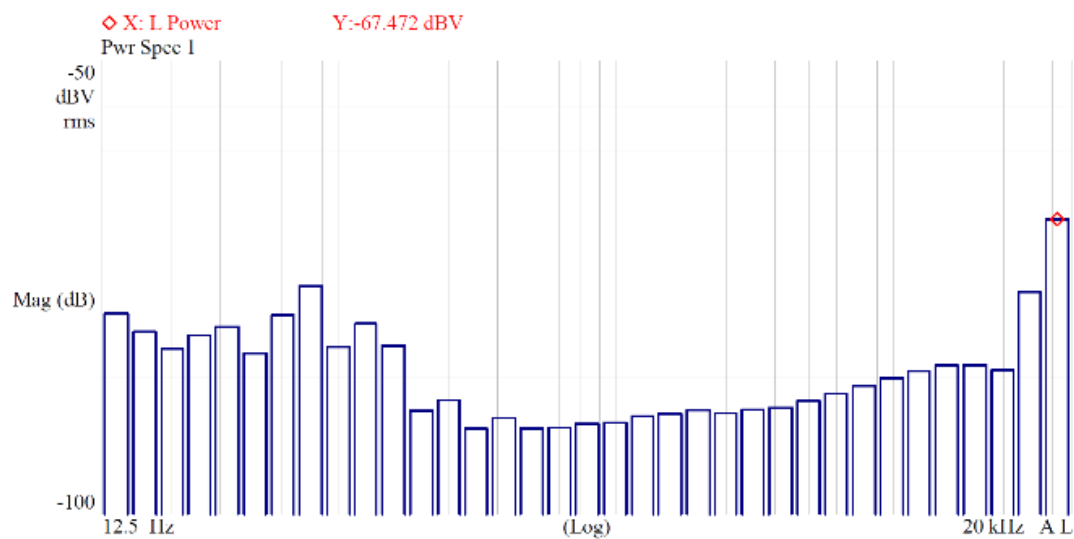


Figura 4.62 Ruido de fondo de la cápsula electret 1.

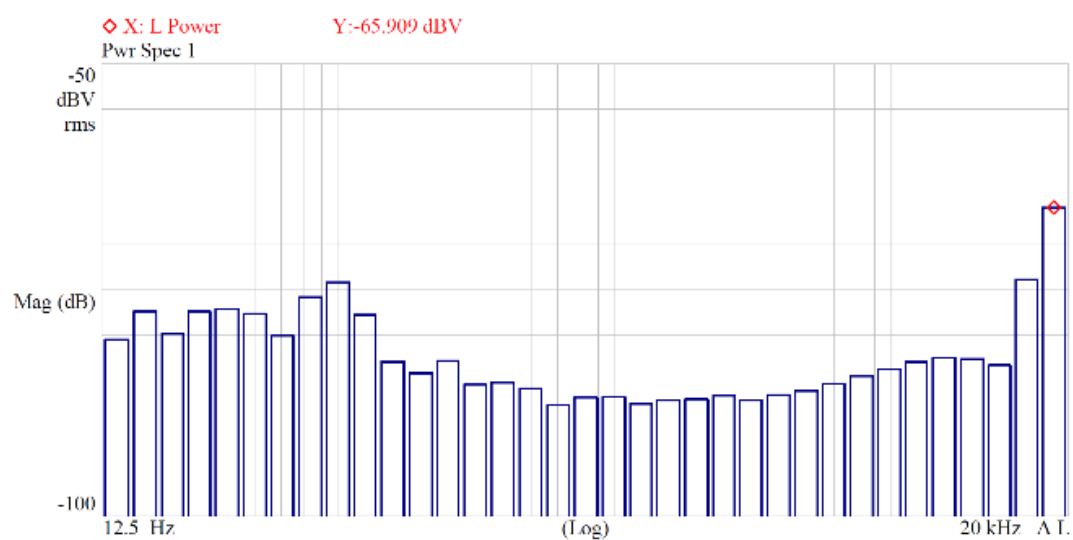


Figura 4.63 Ruido de fondo de la cápsula electret 2.

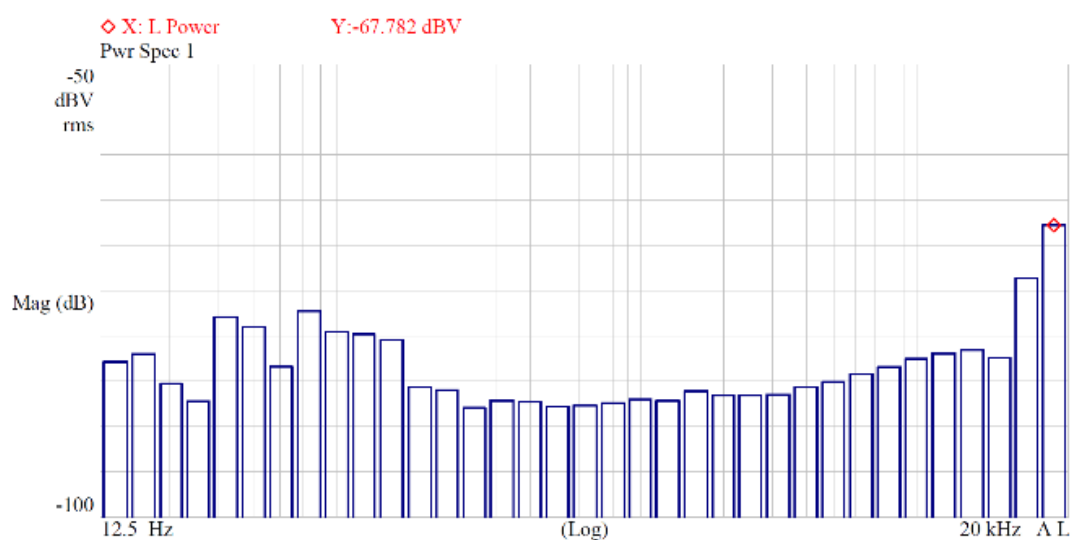


Figura 4.64 Ruido de fondo de la cápsula electret 3.

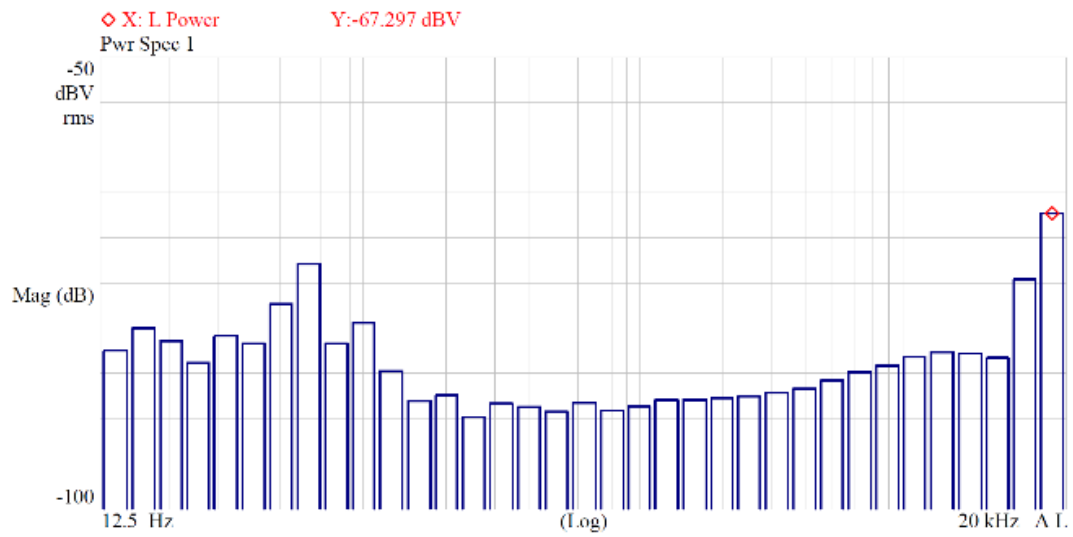


Figura 4.65 Ruido de fondo de la cápsula electret 4.

5. Sistema para la Estimación de Pérdidas Auditivas Inducidas por el Ruido. SEPAIR

5.1. SEPAIR, un programa predictor de exposición al ruido

SEPAIR es una herramienta que permite calcular la desviación del umbral de audición que se estima producirá una determinada exposición a ruido en un individuo. Genera un informe en formato .xls en el que se indican características del individuo, parámetros que caracterizan el tipo de ruido medido y la desviación estimada del umbral de audición en función de la frecuencia. Para obtener los datos a procesar, necesita el sistema de medida explicado en el **capítulo 4**.

La señal acústica a evaluar es transformada en señal eléctrica por las cápsulas electret, adaptada por los preamplificadores de micrófono y digitalizada por la tarjeta de sonido. SEPAIR adquiere las muestras obtenidas tras el proceso de digitalización a través del toolbox de adquisición de datos de MATLAB, y las procesa para obtener los niveles equivalentes que utiliza para realizar los cálculos de desviación del umbral de audición.

5.2. Adquisición y tratamiento de la señal

La señal de entrada a nuestro sistema proviene de la onda de presión que hemos captado y transformado en señal eléctrica mediante un micrófono. El tratamiento que sufre inicialmente esta señal eléctrica lo podemos ver en la **Figura 5.1**. La señal del micrófono es procesada inicialmente por un preamplificador de diseño propio, ya presentado en el **capítulo 4.2.2**, que balancea la señal del micrófono y adapta impedancias para poder soportar las longitudes de los cables, a la vez que alimenta la cápsula electret a partir de la alimentación Phantom que recibe de la tarjeta de sonido. El tratamiento que recibe la señal balanceada de salida es básicamente amplificación, muestreo, cuantificación y codificación en PCM. Las funciones de cada uno de estos bloques están realizadas por una tarjeta de sonido externa Roland OCTA-CAPTURE, cuyas características se especifican en el pliego de condiciones técnicas (Ver **capítulo 9.1.1.1**).

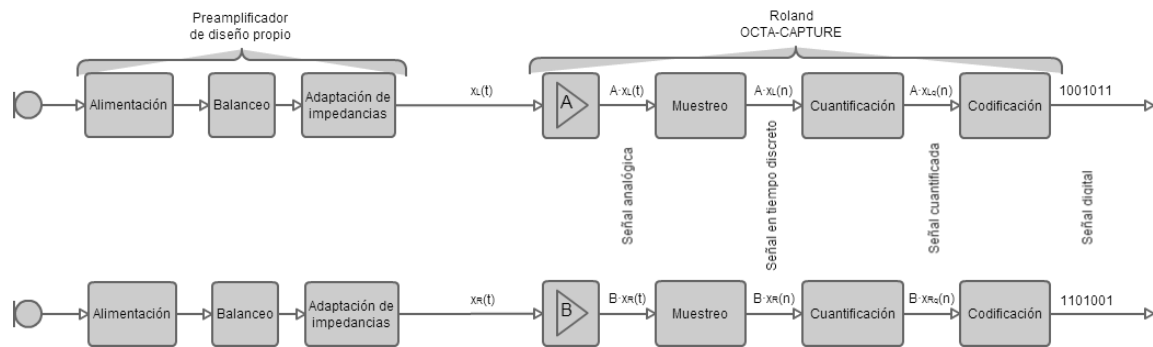


Figura 5.1 Conversión analógica-digital

El sistema de adquisición y tratamiento consta de cuatro canales destinados al análisis de la exposición al ruido y un quinto canal para calibración del sistema. De los cuatro canales de análisis dos proceden del maniquí, canales de pabellones auditivos derecho e izquierdo, y los dos restantes de unos auriculares de medida cuya función se ha descrito en el **capítulo 4.2.3**. El quinto y último canal lo usaremos con un micrófono de medida, concretamente el Behringer ECM8000 (cuyas características se especifican en el pliego de condiciones técnicas, **capítulo 9.1.1.1**) a fin de proceder a la calibración del sistema.

5.3.Algoritmos para análisis de exposición al ruido

La función de MATLAB *peekdata* nos permite acceder a la información de las últimas muestras adquiridas sin alterar el proceso general de adquisición, de manera que nos es posible mostrar información en tiempo cuasi-real²⁹.

El espectro de la señal a medir se va mostrando en tercios de octava y su nivel equivalente se muestra como una barra a la derecha del espectro. El espectro a mostrar en pantalla siempre es el máximo de la comparación entre las bandas de tercios de octava de los canales izquierdo y derecho. La frecuencia de actualización en pantalla viene definida por el tiempo de inventanado definido por el usuario en la sección de configuración del programa. También mostramos una serie de parámetros que definen los datos adquiridos, y los incluimos en el informe para especificar las características del ruido medido. Estos parámetros son los niveles L_{eq} , L_{min} , L_{max} ; el nivel de pico L_{pico} ; y los percentiles $L_{90\%}$, $L_{50\%}$ y $L_{10\%}$. Para su cálculo se ha utilizado un tiempo de integración específico.

²⁹ La información se muestra en tiempo cuasi-real pues es necesario esperar a que transcurra un breve instante de tiempo durante el cual se recogen las muestras. Finalizado este periodo se muestra en pantalla el resultado de la integración temporal de todas las muestras contenidas en cada ventana temporal.

Los niveles L_{eq} , L_{min} y L_{max} se calculan con un tiempo de integración slow de 1s.

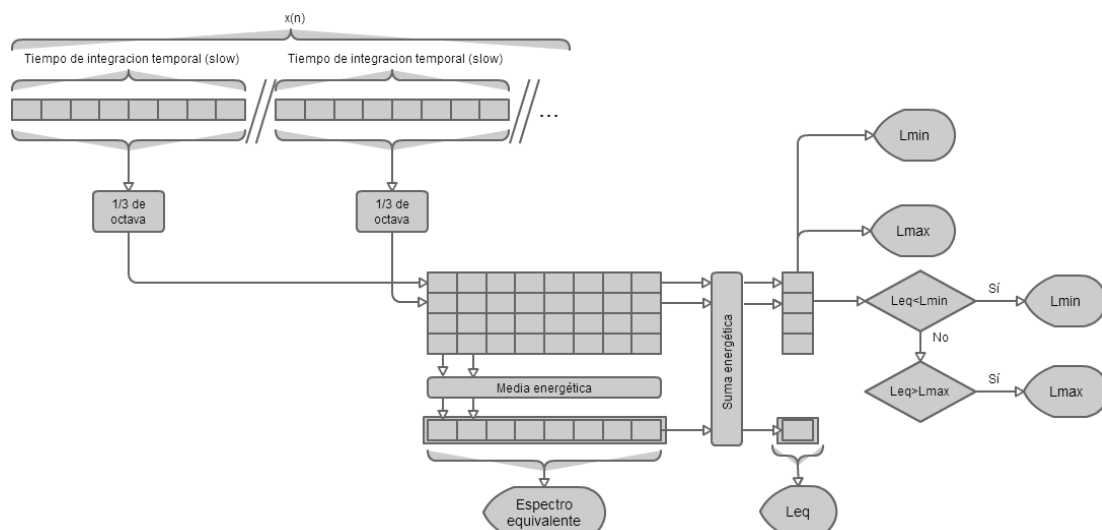


Figura 5.2 Flujograma del cálculo del espectro equivalente y de los niveles L_{eq} , L_{max} , y L_{min} .

Los percentiles se calculan con un tiempo de integración fast de 125 ms.

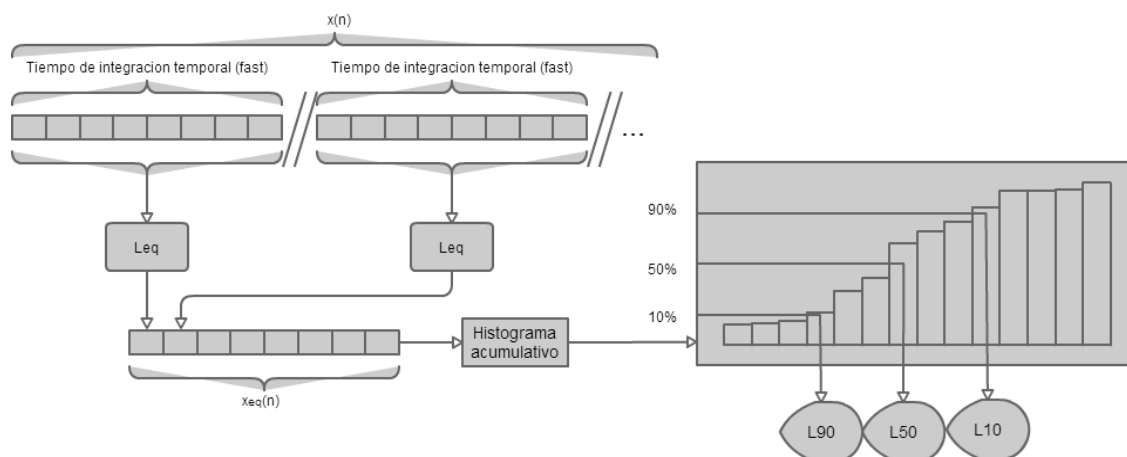


Figura 5.3 Flujograma del cálculo de los niveles $L_{90\%}$, $L_{50\%}$, y $L_{10\%}$.

Y para el nivel de pico se utiliza una integración temporal impulse de 33 ms.

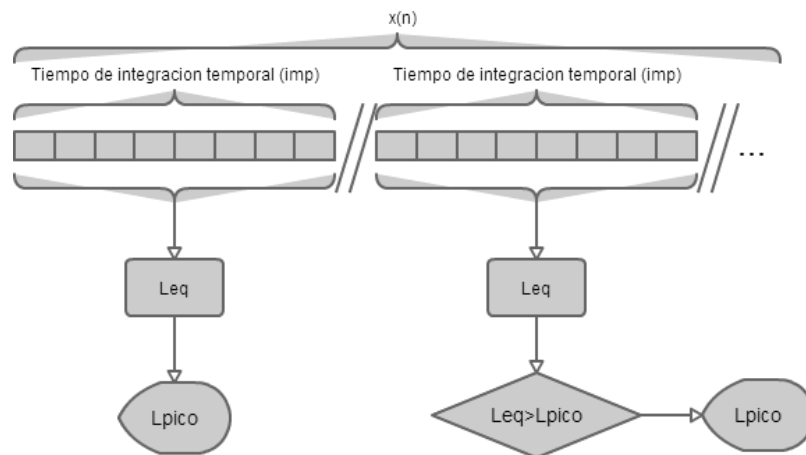


Figura 5.4 Flujograma del cálculo del nivel L_{pico} .

Durante la medición se van actualizando los valores L_{eq} , L_{min} , L_{max} y L_{pico} , pero los percentiles no pueden ser mostrados hasta que no termine el tiempo de medida, pues determinan características estadísticas del conjunto de los datos.

Una vez finalizado el tiempo de medida se vuelve a realizar el procedimiento de cálculo a partir de los valores obtenidos mediante la función *getdata*. Éstos proporcionan los datos reales de la adquisición, mientras que los obtenidos mediante *peekdata* pueden incluir pérdidas de datos y los cálculos realizados a partir de ellos podrían no ser del todo fiables, aunque proporcionan la posibilidad de comprobar que la medición se está realizando correctamente.

A las bandas de tercios de octava resultantes se les puede aplicar la compensación de la función de transferencia del oído (TFOE), que viene regulada por la norma UNE EN ISO 11904-2:2005, mediante la cual se calculan los niveles asociados a campo libre o campo difuso en bandas de tercios de octava. Estos niveles en banda de un tercio de octava se pueden ajustar utilizando constantes ponderadoras, y a continuación se combinan para obtener el nivel de presión sonora continuo equivalente ponderado asociado a campo libre o a campo difuso. Éste es el nivel que se utiliza para calcular el nivel de exposición al ruido referido a una jornada laboral de 8 horas utilizado por la norma UNE 74-023:1992 para estimar la pérdida auditiva.

El algoritmo de cálculo de la *presbiacusia* utiliza la edad del individuo como variable de entrada en un proceso que calcula la desviación del umbral de audición resultante al cabo de los años de exposición para los cuáles se realiza la estimación. El procedimiento de cálculo

se basa en que a los 18 años, tanto hombres como mujeres poseen una desviación del umbral igual a 0 dB para todas las frecuencias audiométricas. La desviación media del umbral de audición en función exclusivamente de la edad es función de la frecuencia audiométrica, los coeficientes alfa, la edad y el sexo. Posteriormente se calcula la pérdida por desviación del umbral de audición que se espera afecte a una fracción determinada de la población considerada. Finalmente se realiza una reducción de los datos calculados, ya que la precisión de la normativa que explicita este procedimiento es mayor que la requerida para la estimación de la desviación del umbral de audición por la exposición al ruido. Esto se ha realizado así debido a que para el objetivo general de este proyecto son los más significativos.

El algoritmo de cálculo de la *hipoacusia* parte del nivel de exposición al ruido referido a una jornada laboral de 8 horas mencionado anteriormente que, en función de la configuración del programa puede estar o no asociado a campo libre o campo difuso, y puede o no estar ponderado frecuencialmente mediante las curvas A, B o C. Se parte de la premisa de que el nivel equivalente calculado durante el tiempo de medida es igual al nivel equivalente durante todo el tiempo de exposición diario, tiempo que se introduce como variable de entrada en el interfaz gráfico del programa dedicado a la medición. Esta equivalencia introduce una incertidumbre en los datos, inversamente proporcional al tiempo de medida. La mediana de los valores potenciales del desplazamiento permanente del umbral de audición inducido por el ruido es función de la frecuencia audiométrica, de los coeficientes u , v y L_0 ; de los años de exposición y del nivel de exposición referido a una jornada laboral de 8 horas explicado anteriormente, pero no es función del sexo. Para cada frecuencia, sólo se produce daño auditivo si el nivel de exposición referido a 8 horas supera el valor de L_0 para dicha frecuencia. Para exposiciones inferiores a 10 años, el valor mediana se calcula extrapolándolo a partir del valor mediana para 10 años. La distribución estadística de la desviación permanente del umbral de audición inducida por el ruido se aproxima con ayuda de dos mitades diferentes de dos distribuciones gaussianas. La mitad superior, con el fractil con audición peor que la mediana, se encuentra por encima del valor mediana y está caracterizado por el parámetro d_u ; la mitad inferior se encuentra por debajo de la mediana y su dispersión, más pequeña, se caracteriza por el parámetro d_l .

Las desviaciones producidas por la *presbiacusia* y la *hipoacusia* se combinan en la desviación del umbral de audición producida por la edad y el ruido (*HTLAN*).

5.4. Organización funcional de SEPAIR

El sistema consta de tres interfaces gráficas de usuario (Calibración, Medida y Estimación). En cada una de ellas se incluyen las funciones necesarias para su ejecución por separado. Los datos necesarios, extraídos de las normativas, son accesibles para el sistema a través de hojas de cálculo, de manera que es muy sencillo revisar, corregir y actualizar los datos.

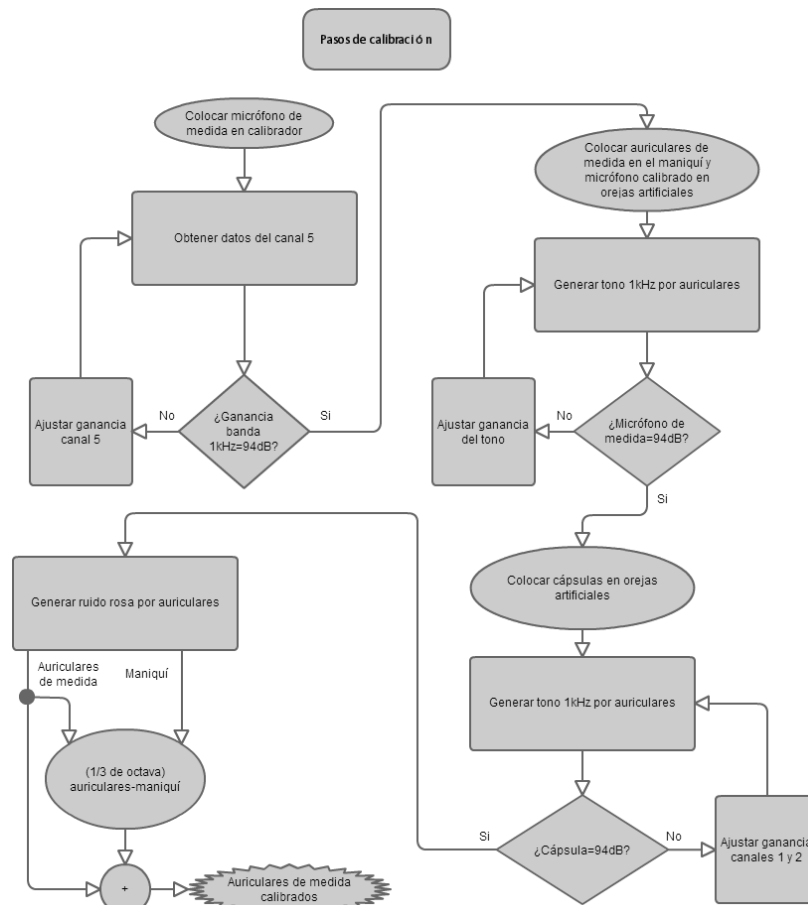


Figura 5.5 Flujograma de la interfaz de calibración

La interfaz inicial está dedicada a la medida. Presenta un apartado de configuración, una sección de variables de entrada, unos ejes para mostrar el espectro en tercios de octava y el nivel equivalente global, y una última sección donde se muestran parámetros descriptivos del registro de señal analizado. Para realizar la primera medida es necesario efectuar previamente el proceso de calibración, para el que han de seguirse una serie de pasos que veremos en el **apartado 5.6**.

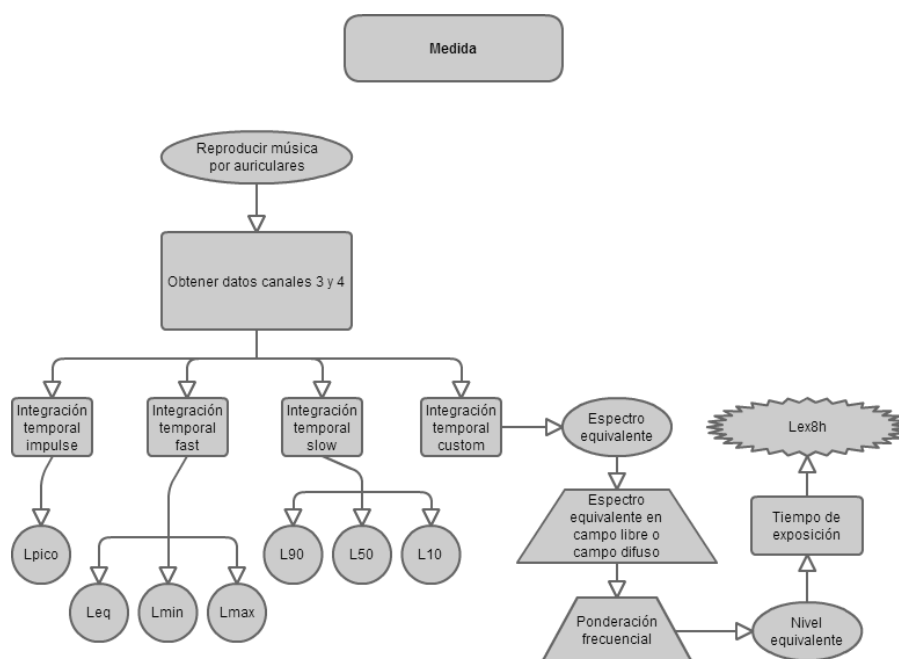


Figura 5.6 Flujograma de la interfaz de medición

Una vez calibrado el sistema y ajustada la configuración de la interfaz de medida estaremos en disposición de ‘Estimar daño auditivo’, operación que previa medida del registro de señal se podrá realizar a través de una tercera interfaz gráfica. En esta última interfaz optaremos a visualizar el tipo de desviación a mostrar en base a los años de exposición.

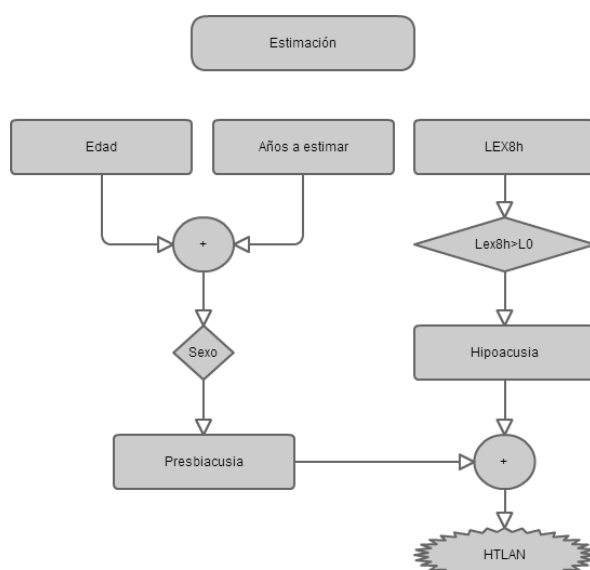


Figura 5.7 Flujograma de la interfaz de estimación.

5.5.Procedimientos de análisis y evaluación de la exposición al ruido

La valoración de la exposición al ruido, **Figura 5.7**, requiere de una serie de procedimientos que conllevan a su vez el uso de una serie de algoritmos, necesarios para la obtención de los

índices de ruido, base para la estimación de las posibles pérdidas auditivas. Los procedimientos implementados han sido elaborados en base a las normativas a las que se adscribe este trabajo.

El primer procedimiento de interés y sobre el que se inicia todo el proceso es el de Medida. Para este procedimiento, **Figura 5.6**, se usan los elementos hardware que incorpora el sistema y que se han descrito en el **apartado 5.2**. Consiste en el registro de los niveles a los que el individuo a evaluar se ve sometido. En primera instancia, los datos con los que trabajamos son los valores de las muestras resultantes del proceso de digitalización de las señales acústicas recogidas por los micrófonos de los auriculares de medida. Trabajamos con estas muestras para obtener espectros en tercios de octava de cada ventana temporal en que dividimos el registro completo. También se obtienen los niveles estadísticos de cada ventana temporal. Posteriormente se realiza el cálculo del espectro global, donde cada banda de tercio de octava se calcula mediante la media energética de las bandas de esa frecuencia de todas las ventanas temporales en que se dividió el registro. Este espectro equivalente podrá ser modificado para calcular el espectro equivalente en campo libre o campo difuso, según contempla la norma UNE EN ISO 11904-2:2005, necesario para poder aplicar la ponderación frecuencial. A partir del espectro resultante se obtiene el nivel equivalente global mediante la suma energética de las bandas de tercio de octava. Este nivel global, calculado como equivalente de todo el tiempo de medida, se supondrá equivalente al ‘Tiempo de exposición habitual [horas al día], que introducimos como variable de entrada junto a la edad y sexo del individuo. Para que la medida sea representativa del tiempo de exposición habitual, el tiempo de medida deberá ser lo suficientemente largo para abarcar los diferentes niveles en los que fluctúa una canción a lo largo de los cambios entre estrofas y estribillos. La variable de salida de este procedimiento es el nivel de exposición sonora para una jornada de 8 horas (L_{EX8h}), y se calcula a partir del nivel equivalente global mencionado anteriormente.

En la interfaz de estimación se calcula la desviación del umbral de audición, para las frecuencias en las cuales L_{EX8h} supera al nivel L_0 , que se producirá transcurridos los años de exposición a los que se pretenda realizar la predicción. Para exposiciones inferiores a diez años, SEPAIR extrapola los valores a partir de la mediana del desplazamiento del umbral de audición para diez años. Al desplazamiento del umbral obtenido, se le podrá aplicar el desplazamiento generado por la presbiacusia, de manera que el desplazamiento del umbral

de audición resultante tenga en cuenta el desplazamiento del umbral inducido por la exposición al ruido junto al relacionado con la edad.

5.6. Calibración del sistema

Este proceso nos permite ajustar la equivalencia entre la señal eléctrica que vamos a procesar, para nuestros propósitos, y la onda acústica que vamos a captar mediante los micrófonos del sistema. Inicialmente con la ayuda de un calibrador acústico que emite una señal senoidal de 1 kHz con una presión acústica constante de 1 Pascal, 94 dB r 20 μ Pa, y el micrófono de medidas realizamos una primera parte de este proceso.

Colocando el micrófono de medida calibrado en el interior de una oreja artificial de manera que la membrana de éste coincida con la posición del tímpano, podemos emitir un tono de 1 kHz por el altavoz del auricular, y ajustar su ganancia hasta que el micrófono de medida ofrezca 94 dB de presión sonora.



Figura 5.8 Micrófono de medida en oreja de calibración, la membrana del micrófono está en la posición del tímpano.

Se realizará este proceso para los dos altavoces de los auriculares. Una vez realizado este procedimiento, sabemos que los auriculares generarán un tono de un 1 kHz cuya presión en la posición del tímpano será de un pascal. Manteniendo el ajuste de ganancia de los altavoces de los auriculares, podremos colocar las cápsulas electret en las posiciones de los tímpanos, y emitir de nuevo el tono conocido con los auriculares.



Figura 5.9 Maniquí con orejas de medida, las cápsulas electret se sitúan en la posición del tímpano.

En este momento se deberá ajustar la ganancia de los canales del interfaz de audio donde están conectadas las cápsulas de tal manera que midamos 94 dB en cada uno de ellos. Tras finalizar este paso tendremos calibrado el maniquí.

Para concluir calibraremos los micrófonos de los auriculares de medida. Para ello debemos generar ruido rosa por los auriculares, y evaluar el espectro en tercios de octava que recogen los micrófonos del maniquí y de los auriculares de medida simultáneamente. Los micrófonos del maniquí recogen el ruido rosa generado por los auriculares, pero su espectro incluye la influencia de la resonancia del canal auditivo. Esta influencia es la que nos interesa incluirle a la señal recogida por los micrófonos de los auriculares de medida para que tenga similitud con lo que recibe el tímpano. Para ello, sumamos a cada banda de tercio de octava la diferencia entre la señal del auricular de medida y la del maniquí para esa banda. El incremento a cada una de las bandas y para cada uno de los oídos izquierdo y derecho, será el ajuste de calibración que deberá aplicarse a la señal medida por los auriculares de medida en el momento de la medición.

Debido al reducido rango dinámico de entrada de nuestro sistema, por tratarse de un interfaz de audio, no podemos ajustar la ganancia del canal del interfaz para que suministre 1 V cuando sobre el micrófono de medida incide un Pascal. Debemos aplicar una ganancia fija de calibración mediante programación, para poder disponer de un headroom suficiente para realizar mediciones que superen los 94 dB considerablemente. Mediante pruebas empíricas se ha optado por un valor de 50 dB, omisible opcionalmente en el primer paso de calibración del sistema.

5.7. Incertidumbre en la medida

Cualquier aproximación realizada durante todo el proceso de medida generará una incertidumbre, que deberá ser valorada para considerar apto o no el conjunto del sistema como sistema de medición. A lo largo de todo el proceso se van sucediendo este tipo de aproximaciones que a continuación se detallan.

PROCESO DE CALIBRACIÓN:

- Falta de planicidad en la respuesta del micrófono de medida.
- Precisión en la calibración del micrófono de medida (Precisión calibrador = $\pm 0,2$ dB).
- Precisión en la calibración de los auriculares (La sensibilidad del fader que ajusta la ganancia del tono de calibración en ocasiones no permite ajustarla a 94 dB exactos. Mejorable mediante programación).
- Diferencia entre la oreja artificial y las orejas reales (El diseño de la oreja artificial atiende a medidas promedio del ser humano, pero la diferencia que exista respecto a la del individuo a evaluar podrá generar mayor o menor incertidumbre).
- Falta de planicidad en la respuesta del conjunto cápsula-preamplificador.
- Precisión en la calibración de las cápsulas del maniquí (Al tener que realizar el cambio de las orejas de calibración por las de medida, implicando el quitar y volver a colocar los auriculares, puede provocar una pequeña diferencia en la ubicación de éstos respecto las nuevas orejas, y como consecuencia la presión del tono de calibración que debe llegar a la posición del tímpano por parte de los auriculares puede variar ligeramente respecto al pascal)
- Precisión en la calibración de las cápsulas de los auriculares de medida.
- Ruido de fondo durante el proceso de calibración.

PROCESO DE MEDICIÓN:

- Adecuación del tiempo de la ventana temporal (Fast, Slow, etc.).
- Frecuencia de muestreo (Inversamente proporcional a la incertidumbre).
- Equivalencia entre tiempo de medida y tiempo diario de exposición.
- Generalización del tiempo diario de exposición (Se está suponiendo que la variable de entrada *Tiempo de exposición habitual [h/día]* corresponde a tiempo “real” al que se expone el individuo).

- Diferencia entre auriculares de medida y resto de auriculares (El hecho de utilizar otro tipo de auriculares puede influir en la transmisión por vía ósea, este sistema solo tiene en cuenta la transmisión por vía aérea).

PROCESO DE ESTIMACIÓN:

- Actualización de la base de datos de la normativa para la Presbiacusia. (Estas bases de datos regulan los umbrales de audición que deberían corresponder a una determinada población en función de la edad y el sexo, por lo que deberían emplearse diferentes valores en función del tipo de población donde se vaya a utilizar, es decir, tener en cuenta la socioacusia y su evolución).
- Actualización de la base de datos de la normativa para la Hipoacusia. (Estas bases de datos se han elaborado a partir de situaciones laborales a lo largo de los años, y habrá que ir actualizando los datos a medida que evolucionan las situaciones laborales).
- No correspondencia entre bandas de frecuencias audiométricas y bandas de 1/3 de octava (Los valores de las frecuencias utilizados en las audiometrías no se ajustan a los valores de las bandas de tercios de octava, sino a valores más “exactos”: 250, 500, 1000, 2000, 4000 y 8000).

6. Conclusiones y posibles ampliaciones

Para elaborar este proyecto ha sido necesario un dilatado estudio de distintas publicaciones relacionadas con la estimación de la pérdida auditiva, sus orígenes y consecuencias, también de la instrumentación acústica empleada para su medición, así como de las diferentes normativas que intentan regular los problemas generados por un exceso de exposición al ruido. El proceso ha abarcado multitud de disciplinas: la electrónica, el mecanizado, la electroacústica, el procesado de señales y la programación. De todas ellas he recibido un alto nivel de aprendizaje que me ha permitido elaborar una compleja herramienta de medida cuyas aplicaciones son múltiples entorno a la estimación de la pérdida auditiva derivada de la exposición al ruido, más concretamente aquellas debidas a la escucha de registros de audio mediante auriculares, como en el caso de los reproductores personales de audio. Por todo ello el sistema desarrollado puede ser utilizado como base para la elaboración de estudios para investigar las influencias del género musical, tipo de auriculares, ambiente acústico, etc., en la pérdida auditiva.

Basados en el desarrollo aquí expuesto sería posible diseñar un sistema portátil que permitiese a los usuarios determinar los niveles de exposición al que se están sometiendo y prevenir así posibles pérdidas. Una aplicación en el Smartphone podría autoproteger al usuario cuando éste se someta a niveles peligrosos.

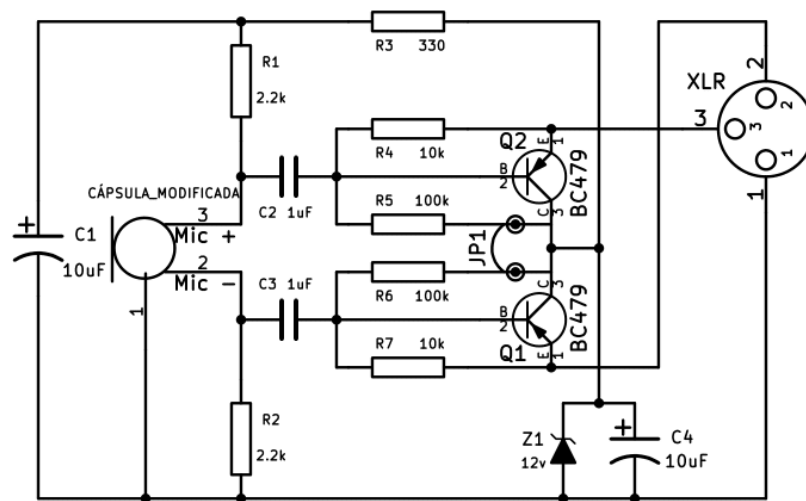
7. Bibliografía

- [1] Ineke Vogel, Hans Verschuure, Catharina P. B. van der Ploeg, Johannes Brug, and Hein Raat, "Estimating Adolescent Risk for Hearing Loss Based on Data From a Large School-Based Survey," *American Journal of Public Health*, vol. 100, no. 6, p. 1095, Junio 2010.
- [2] E. Salesa, E. Parelló, and A. Bonavida, *Tratado de audiología*. Barcelona: Masson Elsevier, 2005.
- [3] Federico Miyara, *Control de ruido*. Rosario, Argentina: ASOLOFAL, 2000.
- [4] Federico Miyara, *Introducción a la psicoacústica*. Rosario, Argentina: Publicación interna de la Facultad de Ciencias Exactas, Ingeniería y Agrimensura, U.N.R., 2003.
- [5] Greorg Békésy, *Experiments in hearing*, Ernest Glen Wever, Ed. Nueva York, E.E.U.U: McGraw-Hill, 1960, vol. 8.
- [6] G. Rosen, "A backward glance at noise pollution," *American Journal of public health*, vol. 64, pp. 574-577, Mayo 1974.
- [7] Bernardino Ramazzini, *De morbis artificum diatriba*, INSHT, Ed. Modena, Italia: Water, 1703 (2011).
- [8] Federico Miyara. (1999) Curso: Estimación del riesgo auditivo por exposición a ruido según la Norma ISO 1999:1990. [Online]. <http://www.fceia.unr.edu.ar/acustica/biblio/ISO1999.pdf>
- [9] Aram Glorig, "Damage-Risk Criteria for Hearing," in *Noise and vibration control*. Nueva York, E.E.U.U.: McGraw-Hill, 1971, ch. 17.
- [10] Leo Leroy Beranek, *Acoustics*. Cambridge, E.E.U.U.: American Institute of Physics (Acoustical Society of America), 1954.
- [11] Karl D. Kryter, "The effects of noise on man," *Journal of speech and hearing disorders. Monograph supplement*, 1950.
- [12] Leo Leroy Beranek, *Noise reduction*. New York, E.E.U.U.: McGraw-Hill, 1960.
- [13] S. Rosen, M. Bergman, D. Plester, A. El-Mofty, and M. H. SATTI, "Presbycusis study of a relatively noise-free population in the Sudan," *Transactions of the American Otological Society*, no. 50, pp. 135-152, 1962.
- [14] Leo Leroy Beranek, *Noise and vibration control*.: McGraw-Hill, 1971.
- [15] Environmental Protection Agency EPA, "Information on levels of environmental noise requisite to protect public health and welfare with an adequate margin of safety," *United States office of Noise Abatement*, vol. 74, no. 4, 1974.
- [16] UNE 74-023;, Determinación de la exposición al ruido en el trabajo y estimación de las pérdidas auditivas inducidas por el ruido, 1992.
- [17] UNE-EN ISO 7029;, Distribución estadística de los umbrales de audición en función de la edad, 2000.
- [18] Harvey Fletcher and Wilden A. Munson, "Loudness, Its Definition, Measurement and Calculation," *Bell System Technical Journal*, vol. 12, no. 4, pp. 377-430, 1933.
- [19] UNE-ISO 226;, Líneas isofónicas normales, 2013.

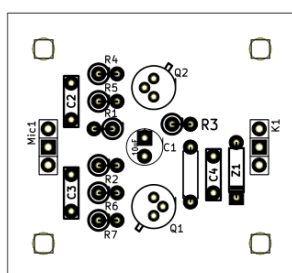
-
- [20] Daniel L. Johnson, "Quantifiable effects of noise on humans," 1980.
- [21] UNE-EN ISO 11904-2; Determinación de la inmisión sonora de fuentes sonoras colocadas cerca del oído, 2005.
- [22] UIT-T P.58, Simulador de cabeza y torso para telefonometría, 1996.
- [23] Dorte Hammershoi and Henrik Moller, "Measurement of Noise from Sources Close to the Ears Using Manikins," Aalborg, Dinamarca, 2004.
- [24] Henrik Moller, Michael Friis Sørensen, Dorte Hammershøi, and Clemen Boje Jensen, "Head-Related Transfer Functions of Human Subjects," *Journal of the Audio Engineering Society*, vol. 43, no. 5, pp. 300-321, 1995.
- [25] electronicayciencia.blogspot. (2010) Electrónica y ciencia. [Online]. <http://electronicayciencia.blogspot.com.es/2010/06/utilizar-un-microfono-electret.html>
- [26] Pablo Crespo. (2006) PCPaudio. [Online]. [http://www.pcpaudio.com/pcpfiles/doc altavoces/medicionCHE/preampPanasonic/PreampElectmod.html#INTRO](http://www.pcpaudio.com/pcpfiles/doc_altavoces/medicionCHE/preampPanasonic/PreampElectmod.html#INTRO)
- [27] Tomi Engdahl. (2012) ePanorama.net. [Online]. http://www.epanorama.net/circuits/microphone_powering.html
- [28] Alan Dower Blumlein, "Improvements in and relating to Sound transmission, Sound recording, and Sound reproducing Systems," 394.325, Diciembre 14, 1931.
- [29] Emil L. Torick, Louis A. Abbagnaro, and Benjamin B. Bauer, "Measurements of diffraction and interaural delay of a progressive sound wave caused by the human head. II," Connecticut, USA, 1975.
- [30] M. D. Burkhard and R. M. Sachs, "Anthropometric manikin for acoustic research," Illinois, E.E.U.U., 1975.
- [31] E. A. G. Shaw and R. Teranishi, "Sound Pressure Generated in an External-Ear Replica and Real Human Ears by a Nearby Point Source," Ontario, Canadá, 1967.
- [32] Alastair Sibbald, "Improved Artificial Ear and Auditory Canal System and Means of Manufacturing the Same," WO 98/52382, Noviembre 1998, 1998.
- [33] Klaus Genuit, "Artificial Head Measuring System," 4,631,962, Diciembre 30, 1986.
- [34] Benjamin B. Bauer, Allan J. Rosenheck, and Louis A. Abbagnaro, "External-Ear Replica for Acoustical Testing," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 42, no. 1, pp. 204-207, Enero 1967.
- [35] Harry F. Olson and Robert T. Beyer, "Acoustical Engineering," *Physics Today*, vol. 10, no. 40, 1957.
- [36] Hugo Zuccarelli, "Process for forming an acoustic monitoring device," 4,680,856, Julio 21, 1987.

PLANOS

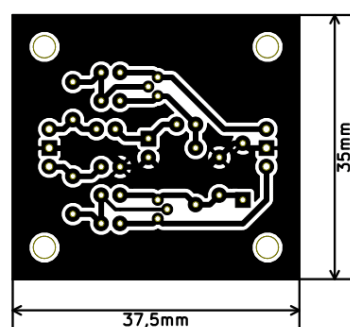
8. Planos



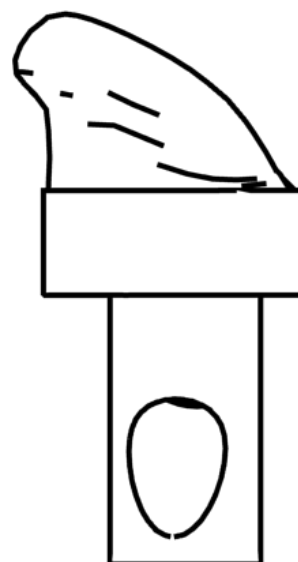
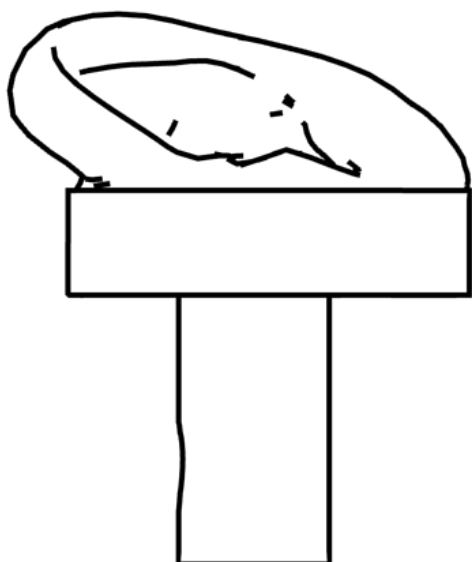
 UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA		PROYECTO FIN DE CARRERA
TÍTULO DEL PROYECTO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA ESTIMACIÓN DEL DAÑO AUDITIVO ORIGINADO POR EL USO INDEBIDO DE LOS REPRODUCTORES PERSONALES DE AUDIO.		
TÍTULO DEL PLANO: ESQUEMA DEL PREAMPLIFICADOR DE MICRÓFONO ELECTRET		FECHA: JUNIO-2015
AUTOR:		ESCALA: - - -
ALBERTO CLAVIJO RODRÍGUEZ		PLANO Nº: 01
FIRMA:		



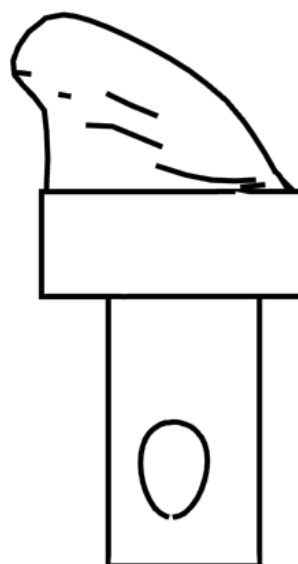
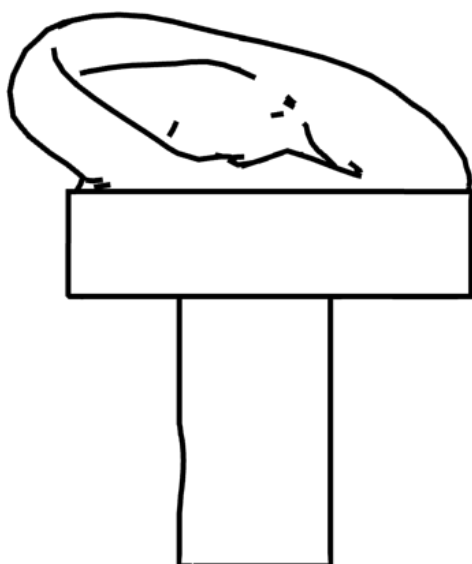
 UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA		PROYECTO FIN DE CARRERA
TÍTULO DEL PROYECTO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA ESTIMACIÓN DEL DAÑO AUDITIVO ORIGINADO POR EL USO INDEBIDO DE LOS REPRODUCTORES PERSONALES DE AUDIO.		
TÍTULO DEL PLANO: SERIGRAFÍA DEL PREAMPLIFICADOR DE MICRÓFONO ELECTRET		FECHA: JUNIO-2015
AUTOR: ALBERTO CLAVIJO RODRÍGUEZ		ESCALA: 1:1
FIRMA:		PLANO Nº: 02



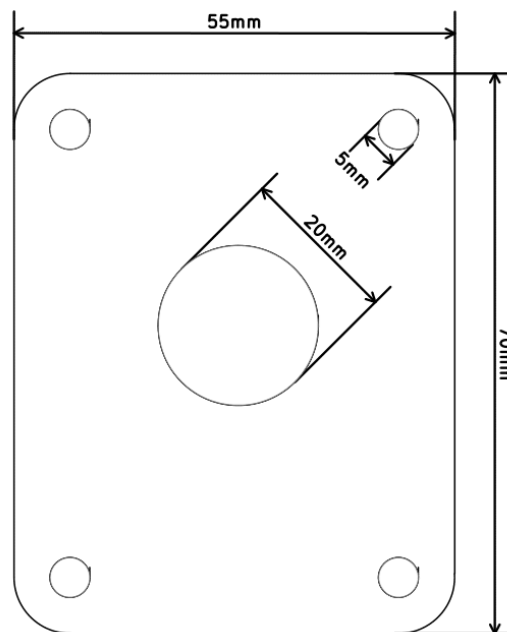
 UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA		PROYECTO FIN DE CARRERA
TÍTULO DEL PROYECTO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA ESTIMACIÓN DEL DAÑO AUDITIVO ORIGINADO POR EL USO INDEBIDO DE LOS REPRODUCTORES PERSONALES DE AUDIO.		
TÍTULO DEL PLANO: LAYOUT DEL PREAMPLIFICADOR DE MICRÓFONO ELECTRET		FECHA: JUNIO-2015
AUTOR: ALBERTO CLAVIJO RODRÍGUEZ		ESCALA: 1:1
FIRMA:		PLANO Nº: 03



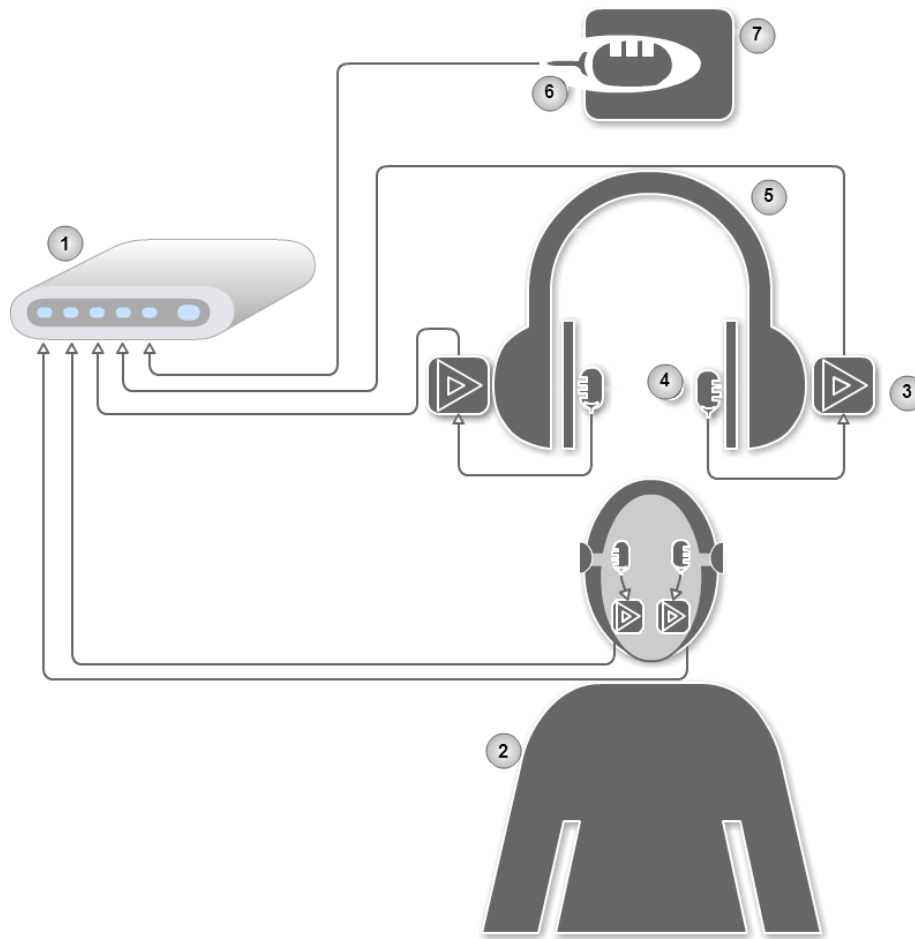
		UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA		PROYECTO FIN DE CARRERA	
TÍTULO DEL PROYECTO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA ESTIMACIÓN DEL DAÑO AUDITIVO ORIGINADO POR EL USO INDEBIDO DE LOS REPRODUCTORES PERSONALES DE AUDIO.					
TÍTULO DEL PLANO: OREJA ARTIFICIAL DE CALIBRACIÓN				FECHA: JUNIO-2015	
				ESCALA: 1:1	
AUTOR: ALBERTO CLAVIJO RODRÍGUEZ		FIRMA:		PLANO Nº: 04	



		UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA		PROYECTO FIN DE CARRERA	
TÍTULO DEL PROYECTO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA ESTIMACIÓN DEL DAÑO AUDITIVO ORIGINADO POR EL USO INDEBIDO DE LOS REPRODUCTORES PERSONALES DE AUDIO.					
TÍTULO DEL PLANO: OREJA ARTIFICIAL DE MEDIDA				FECHA: JUNIO-2015	
				ESCALA: 1:1	
AUTOR: ALBERTO CLAVIJO RODRÍGUEZ		FIRMA:		PLANO Nº: 05	



 UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA		PROYECTO FIN DE CARRERA
TÍTULO DEL PROYECTO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA ESTIMACIÓN DEL DAÑO AUDITIVO ORIGINADO POR EL USO INDEBIDO DE LOS REPRODUCTORES PERSONALES DE AUDIO.		
TÍTULO DEL PLANO: SOPORTE DE OREJA ARTIFICIAL		FECHA: JUNIO-2015
AUTOR: ALBERTO CLAVIJO RODRÍGUEZ		ESCALA: 1:1
FIRMA:		PLANO Nº: 06



- ① Tarjeta de sonido externa
- ② Maniquí de medida
- ③ Preamplificador de micrófono
- ④ Cápsula electret
- ⑤ Auriculares de medida
- ⑥ Micrófono de medida
- ⑦ Calibrador acústico

 UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA		PROYECTO FIN DE CARRERA
TÍTULO DEL PROYECTO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA ESTIMACIÓN DEL DAÑO AUDITIVO ORIGINADO POR EL USO INDEBIDO DE LOS REPRODUCTORES PERSONALES DE AUDIO.		
TÍTULO DEL PLANO: DIAGRAMA DE CONEXIONADO DEL SISTEMA		FECHA: JUNIO-2015
AUTOR:		ESCALA: - - -
ALBERTO CLAVIJO RODRÍGUEZ		PLANO N°: 07
FIRMA:		

PLIEGO DE CONDICIONES

9. Pliego de Condiciones Técnicas

9.1. Requisitos de la Aplicación

Para ejecutar este proyecto será necesario disponer de una serie de elementos hardware y software. Algunos de estos elementos han sido diseñados e implementados exclusivamente para el desarrollo de este proyecto, otros son elementos comerciales.

9.1.1. Requisitos Hardware

El desarrollo del proyecto se ha realizado en un PC cuyas características se detallan a continuación:

- Procesador: Intel Core i5 a 3.5GHz
- RAM: 6 GB

Las características mínimas vienen determinadas por la versión de MATLAB que necesita ejecutarse en el equipo y deberá soportar los drivers del interface de audio que se vaya a utilizar.

- Procesador: Cualquier Intel o AMD x86 que soporte el conjunto de instrucciones SSE2
- Almacenamiento: 1 GB solo para MATLAB, 3–4 GB para una instalación típica
- RAM: 1024 MB (2048 MB recomendado)

Se deberá disponer de una interfaz de audio compuesta por cinco canales de entrada con preamplificador como mínimo. En el desarrollo del proyecto se ha utilizado una interfaz Roland OCTA-CAPTURE pero se podrá usar cualquier otra cuyo número de canales se corresponda con lo especificado.

9.1.1.1. Elementos hardware comerciales

A continuación se especifica las características técnicas de los elementos hardware comerciales que ha sido necesario utilizar en el desarrollo del proyecto.

Micrófono de medida

El micrófono Behringer ECM8000 es un micrófono de condensador diseñado para realizar mediciones acústicas con una respuesta en frecuencia Ultra-lineal. Sus especificaciones se detallan a continuación.



Figura 9.1 Micrófono de medida
Behringer ECM8000

Tipo	Condensador electret
Patrón polar	Omnidireccional
Impedancia	200 Ω
Sensibilidad	70 dB
Respuesta en frecuencia	20 – 20000 Hz
Conector	XLR de contactos oro/plata
Alimentación Phantom	+15 V a +48 V
Peso	136 g

Tabla 9.1 Características del micrófono de
medida Behringer ECM8000.

Calibrador acústico

Para calibrar el micrófono de medida es necesario introducirlo en un calibrador acústico. Se ha utilizado el calibrador tipo 4231 de Brüel & Kjær. Es un calibrador acústico portátil de bolsillo, alimentado por baterías. Sus características se detallan a continuación.



Figura 9.2 Calibrador acústico
Brüel & Kjær 4231.

Norma	IEC 942 (1998) Class 1
Presión de calibración	94 y 114 dB SPL
Frecuencia de calibración	1000 Hz
Precisión de calibración	$\pm 0,2$ dB
Transductor	1 pulgada y ½ pulgada

Tabla 9.2 Características del calibrador acústico
Brüel & Kjær 4231.

Tarjeta de sonido

El dispositivo principal, al que se conecta cada uno de los dispositivos descritos anteriormente, es una tarjeta de sonido externa de la casa Roland modelo OCTA-CAPTURE. Sus especificaciones principales se detallan a continuación.



Figura 9.3 Tarjeta de sonido externa Roland OCTA-CAPTURE.

Número de canales de reproducción y grabación de audio	Frecuencia de muestreo = 44,1 kHz, 48 kHz, 96 kHz	
	Grabación: 12 canales	
	Reproducción: 10 canales	
	Frecuencia de muestreo = 192 kHz	
	Grabación: 4 canales	
	Reproducción: 4 canales	
Procesamiento de señal	Interfaz PC: 24 bits	
	Conversión AD/DA: 24 bits	
	Interna: 40 bits	
Frecuencia de muestreo	Conversión AD/DA: 44,1 kHz, 48 kHz, 96 kHz, 192 kHz	
	DIGITAL (IN/OUT): 44,1 kHz, 48 kHz, 96 kHz	
Nivel de entrada nominal	Jacks combo de entrada 1-6 (XLR): de -56 a -6 dBu	
	Jacks combo de entrada 7-8 (XLR): de -50 a +0 dBu	
	Jacks combo de entrada 1-8 (TRS telefónico de 1/4 de pulgada): de -46 a +4 dBu	
Nivel de salida nominal	OUTPUT 1-8: +0 dBu (balanceado)	
Margen dinámico	16 dB	
Impedancia de entrada	Jacks combo de entrada 1-6 (XLR): 5.000 ohmios (balanceado)	
	Jacks combo de entrada 7-8 (XLR): 10.000 ohmios (balanceado)	
	Jacks combo de entrada 1-8 (TRS telefónico de 1/4 de pulgada): 17.000 ohmios (balanceado)	
	Jacks combo de entrada 1-2 (TRS telefónico de 1/4 de pulgada, alta impedancia): 740.000 ohmios (balanceado)	
Impedancia de salida	OUTPUT 1-8: 1.800 ohmios (balanceado)	
	PHONES: 47 ohmios	
Respuesta a frecuencias	192,0 kHz	De 60 kHz a 90 kHz (+0/-8 dB)

	192,0 kHz	De 20 Hz a 60 kHz (+0/-2 dB)
	96,0 kHz	De 20 Hz a 40 kHz (+0/-2 dB)
	48,0 kHz	De 20 Hz a 22 kHz (+0/-2 dB)
	44,1 kHz	De 20 Hz a 20 kHz (+0/-2 dB)
Nivel de ruido residual	INPUT 1–2 ⇔ OUTPUT 1–2: -87 dBu típico. (GANANCIA: mín. terminada con 600 ohmios, IHF-A) * Ajuste de mezclador directo interno Enlace estéreo: ON, Deslizador de canal de entrada: unidad	
Rango dinámico	Bloque AD	INPUT 1–8: 104 dB típico. (GANANCIA: mín.)
	Bloque DA	OUTPUT 1–8: 113 dB típico.
Conectores	Jacks combo de entrada 1–8	Tipo XLR (balanceado/alimentación Phantom +48 V) Tipo telefónico TRS de 1/4 de pulgada (balanceado) * Las entradas 1 y 2 admiten alta impedancia
	Jack COAXIAL IN (9/10)	
	Jack COAXIAL OUT (9/10)	
	Jack para auriculares (telefónico estéreo de 1/4 de pulgada)	
	Jacks OUTPUT 1–8 (TRS telefónicos de 1/4 de pulgada balanceados)	
	Conectores MIDI (IN, OUT)	
	Conector USB	
Interfaz	USB 2.0 (alta velocidad)	
	Jacks de entrada y salida digitales Tipo coaxial (cumple la especificación IEC60958)	
	MIDI IN/OUT	
Pantalla	LCD gráfica de 128 x 64 píxeles (con retroiluminación)	
Alimentación	CC 9 V (adaptador de CA)	
Consumo de corriente	1,45 A	
Dimensiones	283,8 (ancho) x 157,9 (fondo) x 50,4 (alto) mm	
Peso	1,32 kg	
Accesorios	Manual de usuario CD-ROM de drivers Cable USB Adaptador de CA Adaptador para montaje en rack (x2) DVD-ROM Cakewalk Production Plus Pack	
* 0 dBu = 0,775 Vrms		

Tabla 9.3 Características de la tarjeta de sonido externa Roland OCTA-CAPTURE.

9.1.1.2. Elementos hardware elaborados

Para el desarrollo del proyecto se ha elaborado un maniquí y unos auriculares de medición. La lista de materiales que los componen se detalla a continuación:

COMPONENTE	DESCRIPCIÓN			UNIDADES
Maniquí	Comercial, de fibra de vidrio			1
Auriculares	Sennheiser	eH 150		1
Cápsulas electret	Panasonic	WM61-A		4
Preamplificadores de auriculares	Caja	Aluminio	55x40x25	2
	Placa PCB		35x37,5x1,5	2
	Tornillo	DIN 84	A4 2,5x10	8
	Tuerca	DIN 934	A2 M2,5	16
	Condensador	Electrolítico ELNA Silmic II	10uF 63V	2
		Película de Polipropileno	1uF 63V	4
		Tántalo	10uF 50V	2
	Transistor	BC479	PNP	4
	Diodo	Zener	12V 0,5W	2
	Resistencia	1% Película metálica	330 Ω 1/2W	2
			2,2k Ω 1/2W	4
			10k Ω 1/2W	4
			100 k Ω 1/2W	4
	Conector	XH-3P	2,54mm	4
		Mini XLR	Macho chasis	4
			Hembra	4
Preamplificadores maniquí	Caja	ABS+Aluminio	90x45x30	1
	Placa PCB		35x37,5x1,5	2
	Tornillo	DIN 84	A4 2,5x10	8
	Tuerca	DIN 934	A2 M2,5	16
	Condensador	Electrolítico ELNA Silmic II	10uF 63V	2
		Película de Polipropileno	1uF 63V	4
		Tántalo	10uF 50V	2
	Transistor	BC479	PNP	4
	Diodo	Zener	12V 0,5W	2
	Resistencia	1% Película metálica	330 Ω 1/2W	2
			2,2k Ω 1/2W	4
			10k Ω 1/2W	4

			100 kΩ 1/2W	4
	Conector	XH-3P	2,54mm	4
		Mini XLR	Macho chasis	4
			Hembra	4
Cable	Dos vivos + malla		Ø 3mm	5m
Conector	XLR		Macho chasis	2
	Tornillería			4
Plástico Impresora 3D	ABS	Bobina	Amarilla	1kg
Orejas silicona	Soundlink		Silicona	2
Soporte orejas	Placa PCB	Fibra de vidrio recubierta de cobre	70x60x1,5 mm	2
	Tornillo	DIN 963	A2 5x40	8
	Arandela	DIN 125	A2 M5	24
	Junta tórica		5x2,50	24
	Tuerca	DIN 934	A2 M5	8
	Tuerca palomilla	DIN 315	A2 M5	8
	Muelle		7x0,8	1m
Aglomerado de poliuretano	Copopren	2x1 m	2 cm	1
Perfil liso de aluminio	Perfil	300x20 mm	1 m	1
	Tornillería			4
Goma EVA	Lámina			1
Pegamento	VinilCeys			1
	Fischer PVC			1
Perfil de goma	Burlete	Brinox		1
Manguera PVC	Ø 6x8mm			1
Macarrón termorretráctil	Ø 6,4 mm	Amarillo		1
	Ø 1,6 mm	Negro		1
		Rojo		1
		Blanco		1
TOTAL COMPONENTES				266,77

Tabla 9.4 Coste de elementos hardware.

9.1.2. Requisitos Software

El proyecto se ha desarrollado en un PC con el sistema operativo Windows 7 Enterprise 64bits Service Pack, con la versión de MATLAB R2013B (32 bits). No se ha comprobado compatibilidad con otras versiones, pero su correcto funcionamiento dependerá de que la versión a utilizar disponga del toolbox de adquisición de datos.

Las características mínimas vienen determinadas por la versión de MATLAB que necesita ejecutarse en el equipo:

- Sistema Operativo: Windows 8, Windows 7 Service Pack 1, Windows Vista Service Pack 2, Windows XP Service Pack 3, Windows XP x64 Edition Service Pack 2, Windows Server 2012, Windows Server 2008 R2 Service Pack 1, Windows Server 2008 Service Pack 2, Windows Server 2003 R2 Service Pack 2

Se deberá tener instalado el software Microsoft Excel. La aplicación genera un informe final con los resultados de la estimación y los parámetros característicos del ruido medido. El formato de este archivo de salida es ‘.xlsx’, por lo que la versión del software Microsoft Office deberá ser 2007 o superior.

9.1.2.1. *El entorno MATLAB*

MATLAB (abreviatura de MATrix LABoratory, "laboratorio de matrices") es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio (lenguaje M) y servicio de especie. Entre sus prestaciones básicas se hallan: la manipulación de matrices, la representación de datos y funciones, la implementación de algoritmos, la creación de interfaces de usuario (GUI) y la comunicación con programas en otros lenguajes y con otros dispositivos hardware.

Como configuración inicial se recomienda elegir la opción ASIO como ‘Audio Hardware API’, en la sección ‘DSP System Toolbox’ del menú ‘Preferencias’.

9.1.2.2. *Toolbox de adquisición de datos*

La comunicación entre la tarjeta de sonido y el ordenador se realiza mediante conexión USB. La adquisición de datos se realiza mediante un toolbox integrado en MATLAB llamado DAQ (Data Acquisition Toolbox). Este toolbox soporta el uso de dos tipos de interfaces: Legacy interface y Session-based interface. La elección entre estos dos tipos dependerá del interface que vayamos a utilizar. En la ruta Data Acquisition Toolbox/Getting Started with

Data Acquisition Toolbox de la ayuda de MATLAB se muestra una tabla con las características de cada tipo. Nuestra tarjeta queda englobada dentro de la subcategoría Winsound, en la cual la tabla especifica que debemos utilizarla bajo la versión de 32 bit de MATLAB, independientemente de los bits del procesador del equipo en el que trabajemos.

Para empezar, se hará hincapié en la necesidad de tener conectada la tarjeta que se desee usar, y los drivers instalados. Una forma de averiguar si esto es así es mediante el comando “daqhwinfo”. Dicho comando devuelve información sobre las DAQ instaladas en el equipo. Dentro de la estructura devuelta, existe la matriz “InstalledAdaptors”, la cual contiene enumeradas los tipos de DAQ instaladas. Para obtener esta lista, es preciso asignar el valor resultante del primero de los comandos en una variable:

```
>> Dispositivos = daqhwinfo
Dispositivos =
ToolboxName: 'Data Acquisition Toolbox'
ToolboxVersion: '3.4 (R2013b)'
MATLABVersion: '8.2 (R2013b)'
InstalledAdaptors: {'winsound'}
>> Dispositivos.InstalledAdaptors
ans =
'winsound'
```

Podemos comprobar que se encuentra instalado exclusivamente el adaptador winsound: Tarjeta de sonido.

MATLAB reconoce nuestra tarjeta de audio como diferentes interfaces de dos canales cada uno. Para comprobar cuantos interfaces reconoce MATLAB para nuestra tarjeta de audio debemos usar de nuevo el comando “daqhwinfo”, pero esta vez obtendremos esta información sobre nuestra tarjeta “winsound”:

```
>> daqhwinfo('winsound')
ans =
AdaptorDllName: [1x75 char]
AdaptorDllVersion: '3.4 (R2013b)'
AdaptorName: 'winsound'
BoardNames: {1x6 cell}
InstalledBoardIds: {1x6 cell}
ObjectConstructorName: {6x3 cell}
```

Dentro de la estructura devuelta encontramos ‘BoardNames’, matriz cuyos campos son los nombres que identifican cada uno de estas interfaces. En nuestro caso:

```
>> ans.BoardNames
ans =
Columns 1 through 2
'1-2 (OCTA-CAPTURE)' '9-10 (OCTA-CAPTURE)'
Columns 3 through 4
'3-4 (OCTA-CAPTURE)' '7-8 (OCTA-CAPTURE)'
Columns 5 through 6
'MAIN (OCTA-CAPTURE)' '5-6 (OCTA-CAPTURE)'
```

Para asociar cada uno de estas interfaces con su identificador correspondiente crearemos un objeto de entrada analógica para cada una de ellas, asociando a cada objeto los identificadores del 0 al 5. El comando “daqhwinfo(ai)” nos proporciona la información de cada interfaz:

```
>> ai1 = analoginput('winsound',0)
Display Summary of Analog Input (AI) Object Using '1-2 (OCTA-CAPTURE)'.
Acquisition Parameters: 8000 samples per second on each channel.
8000 samples per trigger on each channel.
1 sec. of data to be logged upon START.
Log data to 'Memory' on trigger.
Trigger Parameters: 1 'Immediate' trigger(s) on START.
Engine status: Waiting for START.
0 samples acquired since starting.
0 samples available for GETDATA.
AI object contains no channels.
>> daqhwinfo(ai1)
ans =
AdaptorName: 'winsound'
Bits: 16
Coupling: {'AC Coupled'}
DeviceName: '1-2 (OCTA-CAPTURE)'
DifferentialIDs: []
Gains: []
ID: '0'
InputRanges: [-1 1]
MaxSampleRate: 96000
MinSampleRate: 5000
NativeDataType: 'int16'
Polarity: {'Bipolar'}
SampleType: 'SimultaneousSample'
SingleEndedIDs: [1 2]
```

```
SubsystemType: 'AnalogInput'  
TotalChannels: 2  
VendorDriverDescription: [1x25 char]  
VendorDriverVersion: '6.1'
```

Podemos observar que el identificador “0” corresponde a los canales 1 y 2 de la interfaz. Repitiendo el mismo procedimiento para los identificadores 1 a 5, comprobamos que se encuentran distribuidos de la siguiente forma:

```
ID 0: Canales 1 y 2  
ID 1: Canales 9 y 10 (Coaxial)  
ID 2: Canales 3 y 4  
ID 3: Canales 7 y 8  
ID 4: Main L y R  
ID 5: Canales 5 y 6
```

Esta información nos permite configurar adecuadamente nuestra tarjeta de sonido para adquirir señales de varios canales simultáneamente.

10. Manual de Funcionamiento

10.1. Introducción

El manual de funcionamiento es una guía práctica en la que se detallan los pasos a seguir para poder ejecutar la herramienta correctamente. A continuación mostraremos las tres interfaces en que se divide la aplicación y se detallarán los elementos que componen cada una de ellas.

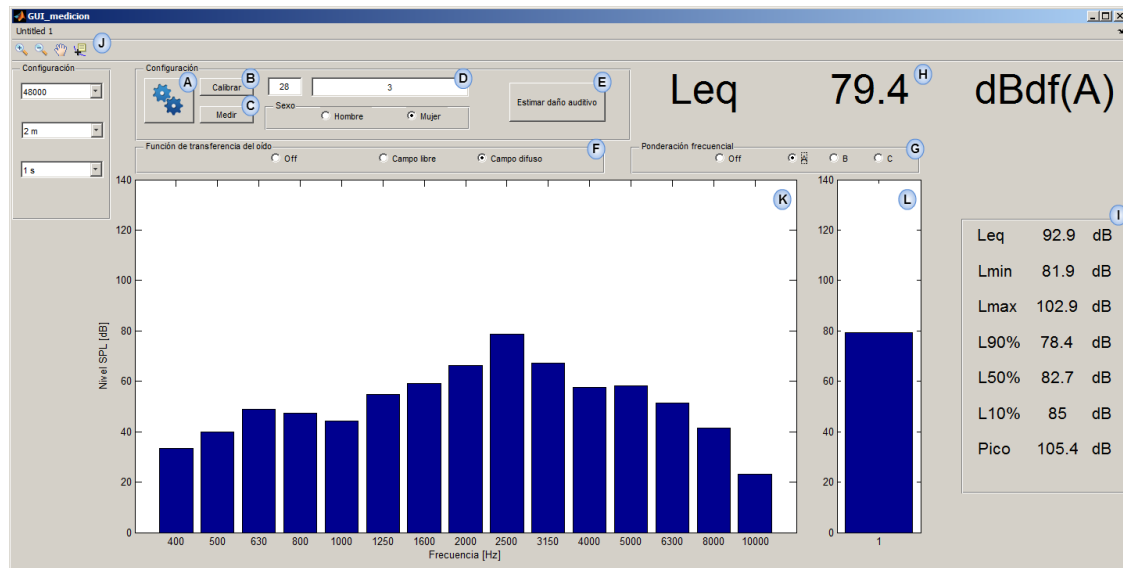


Figura 10.1 Elementos que componen la interfaz de medida.

- [A] Desplegar menú de configuración
- [B] Ir a interfaz de calibración
- [C] Comenzar medida
- [D] Parámetros de entrada
- [E] Ir a interfaz de estimación
- [F] Selección de función de transferencia del oído
- [G] Selección de ponderación frecuencial
- [H] Display de Nivel equivalente
- [I] Parámetros estadísticos
- [J] Herramientas de control de gráficas
- [K] Gráfica de espectro en tercios de octava
- [L] Gráfica de Nivel equivalente

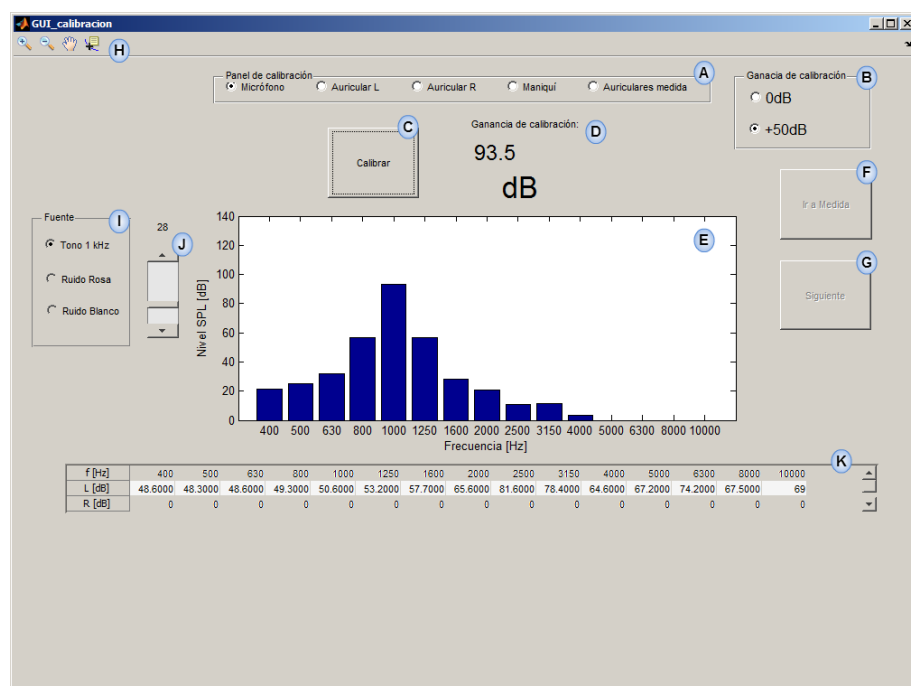


Figura 10.2 Elementos que componen la interfaz de calibración

- [A] Panel de calibración
- [B] Ganancia de calibración
- [C] Iniciar calibración
- [D] Display de ganancia de calibración
- [E] Gráfica de espectro en tercios de octava
- [F] Ir a interfaz de medida
- [G] Siguiente paso de calibración
- [H] Herramientas de control de gráficas
- [I] Panel de selección de fuente
- [J] Fader de control de ganancia de la fuente
- [K] Display de ganancias de calibración en tercios de octava

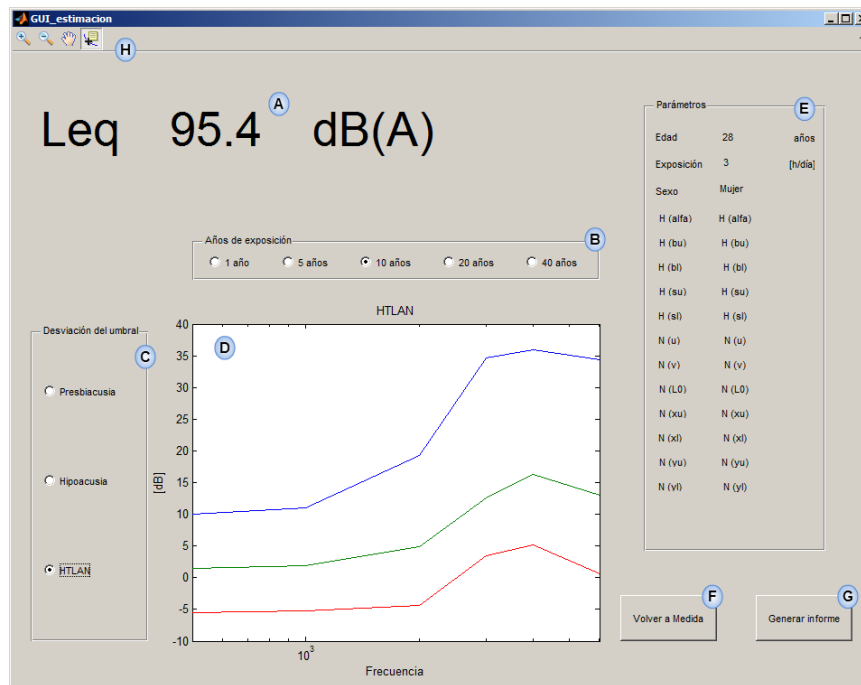


Figura 10.3 Elementos que componen la interfaz de estimación

- [A] Display de Nivel equivalente
- [B] Selección de años de exposición
- [C] Selección de tipo de desviación del umbral de audición
- [D] Gráfica del desplazamiento del umbral de audición
- [E] Parámetros
- [F] Ir al interfaz de medida
- [G] Generar informe
- [H] Herramientas de control de gráficas

10.2. Funcionamiento General y Ejemplos

Antes de ejecutar la aplicación debemos configurar la tarjeta de sonido y su Driver:

- Active las alimentaciones Phantom de los cinco canales, y ajuste sus ganancias a un cuarto de su recorrido.
- Active el Mute de los 5 canales, para evitar realimentaciones acústicas.
- Conecte los auriculares de medida a la salida de auriculares de la tarjeta de sonido para poder realizar la calibración.
- Ajuste la ganancia de la salida de auriculares a un nivel intermedio.

Lo primero que observamos en pantalla al ejecutar la aplicación es la interfaz de medida (**Figura 10.1**). Si es la primera vez que ejecuta la aplicación, no podrá iniciar la medida sin antes realizar el proceso de calibración. Pulse el botón **‘calibrar’** (B en la **Figura 10.1**) y se abrirá la interfaz de calibración (**Figura 10.2**).

Estará seleccionado **‘Micrófono’** en el panel de calibración (A en la **Figura 10.2**).

- Coloque el micrófono de medida en el calibrador acústico.
- En caso de no necesitar la ganancia por defecto de 50 dB, active el push button **‘0 dB’**.
- Encienda el calibrador.
- Pulse el botón **‘Calibrar’** (C en la **Figura 10.2**).
- Ajuste la ganancia del canal 5 de la tarjeta de sonido hasta que el display de la ganancia de calibración (D en la **Figura 10.2**) marque 94 dB.
- Pulse el botón **‘Siguiente’**.

Se seleccionará **‘Auricular L’** en el panel de calibración (A en la **Figura 10.2**).

- Abra la tapa de la cabeza del maniquí.
- Coloque las orejas de calibración en el maniquí de medida.
- Introduzca el micrófono de medida calibrado en la oreja de calibración izquierda (La tapa de la cabeza deberá quedar abierta).
- Coloque los auriculares de medida al maniquí.
- Por defecto la fuente está configurada para generar un **‘tono de 1 kHz’**. Si lo considera oportuno, podrá elegir **‘ruido rosa’** o **‘ruido blanco’**.
- Pulse el botón **‘Calibrar’**.

- El display de ganancia de calibración (D en la **Figura 10.2**) deberá marcar 94 dB. Si el valor medido difiere del deseado, se deberá ajustar el fader de control de ganancia de la fuente (J en la **Figura 10.2**) hasta conseguir dicho valor. En caso de que el recorrido del fader no sea suficiente para realizar el ajuste correctamente, ajuste el control de volumen de la salida de auriculares de la tarjeta de sonido.
- Pulse el botón '**Siguiente**'.

Se seleccionará '**Auricular R**' en el panel de calibración (A en la **Figura 10.2**).

- Retire el micrófono de medida de la oreja de calibración izquierda, introdúzcalo en la oreja derecha.
- Pulse el botón '**Calibrar**'.
- Ajuste la ganancia de la fuente mediante el mismo procedimiento que para el auricular izquierdo.
- Pulse el botón '**Siguiente**'.

Se seleccionará '**Maniquí**' en el panel de calibración (A en la **Figura 10.2**).

- Retire los auriculares de medida.
- Retire el micrófono de medida de la oreja de calibración.
- Retire las orejas de calibración y coloque las orejas de medición.
- Introduzca las cápsulas de micrófono del maniquí en las orejas de medida.
- Cierre la tapa de la cabeza del maniquí.
- Vuelva a colocar los auriculares de medida al maniquí.
- Por defecto la fuente está configurada para generar '**ruido rosa**'. Si lo considera oportuno, podrá elegir '**ruido blanco**' o un '**tono de 1 kHz**'.
- Pulse el botón '**Calibrar**'.
- Ajuste las ganancias de los canales 1 y 2 de la tarjeta de sonido hasta que los displays de ganancia de calibración muestren 94 dB.
- Pulse el botón '**Siguiente**'.

Se seleccionará '**Auriculares medida**' en el panel de calibración (A en la **Figura 10.2**).

- Por defecto la fuente está configurada para generar '**ruido rosa**'. Si lo considera oportuno, podrá elegir '**ruido blanco**' o un '**tono de 1 kHz**'.
- Ajuste la ganancia del canal 3 de la tarjeta de sonido al mismo valor que el canal 1.

- Ajuste la ganancia del canal 4 de la tarjeta de sonido al mismo valor que el canal 2.
- Pulse el botón '**Calibrar**'.

Al finalizar el proceso, el display de ganancias de calibración en tercios de octava (K en la **Figura 10.2**) mostrará la ganancia de calibración a aplicar en cada banda de tercio de octava.

- Calibrado el sistema, pulse el botón '**Ir a Medida**' (F en la **Figura 10.2**).

Se abrirá la interfaz de medida (**Figura 10.1**).

- La configuración por defecto consiste en una frecuencia de muestreo de '**48000 Hz**', un tiempo de medida de '**2 minutos**', y una ventana temporal de '**1 segundo**'. En caso de querer modificar alguno de estos valores, el botón de configuración (A en la **Figura 10.1**) desplegará el menú de configuración. Se podrán elegir los siguientes valores:
 - Frecuencia de muestreo: '**44100 Hz**', '**48000 Hz**' y '**96000 Hz**'.
 - Tiempo de medida: '**10 segundos**', '**30 segundos**', '**1 minuto**', '**2 minutos**' y '**5 minutos**'.
 - Tiempo de ventana temporal: '**33 ms**', '**125 ms**', '**1 s**' y '**10s**'.
- Introduzca los parámetros de entrada (D en la **Figura 10.1**) del individuo en los campos '**Edad**', '**Tiempo de exposición habitual [h/día]**' y '**Sexo**'.
- Desconecte los auriculares de medida de la tarjeta de sonido y retírelos del maniquí.
- Conecte los auriculares de medida en el reproductor del individuo a evaluar y pida al individuo que se coloque los auriculares de media.

El individuo deberá poner en funcionamiento el reproductor, y ajustar el volumen a su volumen de escucha habitual.

- Pulse el botón '**Medir**' (C en la **Figura 10.1**) para iniciar la medida.

Durante el tiempo de medida se irá mostrando el espectro en tercios de octava, el nivel equivalente y los valores L_{min} , L_{max} y L_{pico} . Al finalizar la medida se activará el botón '**Estimar daño auditivo**'.

La desviación del umbral de audición por exposición al ruido se calcula a partir del nivel de exposición al ruido referido a una jornada de 8 horas. Este nivel es el nivel sonoro de un

ruido constante durante 8 horas que produce el mismo efecto que el nivel sonoro continuo equivalente ponderado A. La ponderación A incluye la influencia de la resonancia del canal auditivo (a parte de otros factores psicoacústicos) por lo que es necesario eliminar esta influencia de nuestra medida para que no exista una doble aportación al aplicar la ponderación. Para aumentar la versatilidad de la herramienta, SEPAIR permite eliminar la influencia del canal auditivo (según la norma UNE-EN ISO 11904-2:2005) obteniendo el nivel asociado a ‘campo libre’ o a ‘campo difuso’, así como ponderar frecuencialmente según las curvas de ponderación ‘A’, ‘B’ y ‘C’. Para ello:

- Marque ‘campo libre’ o a ‘campo difuso’ en el panel de selección de función de transferencia del oído (F en la **Figura 10.1**).
- Seleccione la curva de ponderación en el panel de selección de ponderación frecuencial (G en la **Figura 10.1**).
- Pulse el botón ‘Estimar daño auditivo’.

Se abrirá la interfaz de estimación (**Figura 10.3**). Inicialmente se encuentra activada la desviación del umbral de audición producida por la ‘Presbiacusia’ para un tiempo de estimación de ‘1 año’.

- Seleccione el tiempo a realizar la estimación en el panel de años de exposición (B en la **Figura 10.3**).
- Seleccione la patología ‘Presbiacusia’, ‘Hipoacusia’ o la aportación de ambas ‘HTLAN’ en el panel de selección de desviación del umbral (C en la **Figura 10.3**).
- Pulse en el botón ‘Generar informe’ (G en la **Figura 10.3**) y se abrirá un documento de Microsoft Excel con la siguiente información:
 - Variables de entrada definidas por el individuo evaluado.
 - Parámetros estadísticos descriptores del tipo de ruido medido.
 - Espectro de la señal medida junto a su nivel equivalente.
 - Percentiles 90%, 50% y 10% de la desviación del umbral de audición para los años seleccionados en el panel de selección de años de exposición y para el tipo de desviación seleccionada en el panel de selección de desviación del umbral.

El documento estará listo para proceder a su impresión o para exportarlo en formato PDF, según proceda, después de rellenar los campos ‘Nombre’ y ‘Apellidos’.

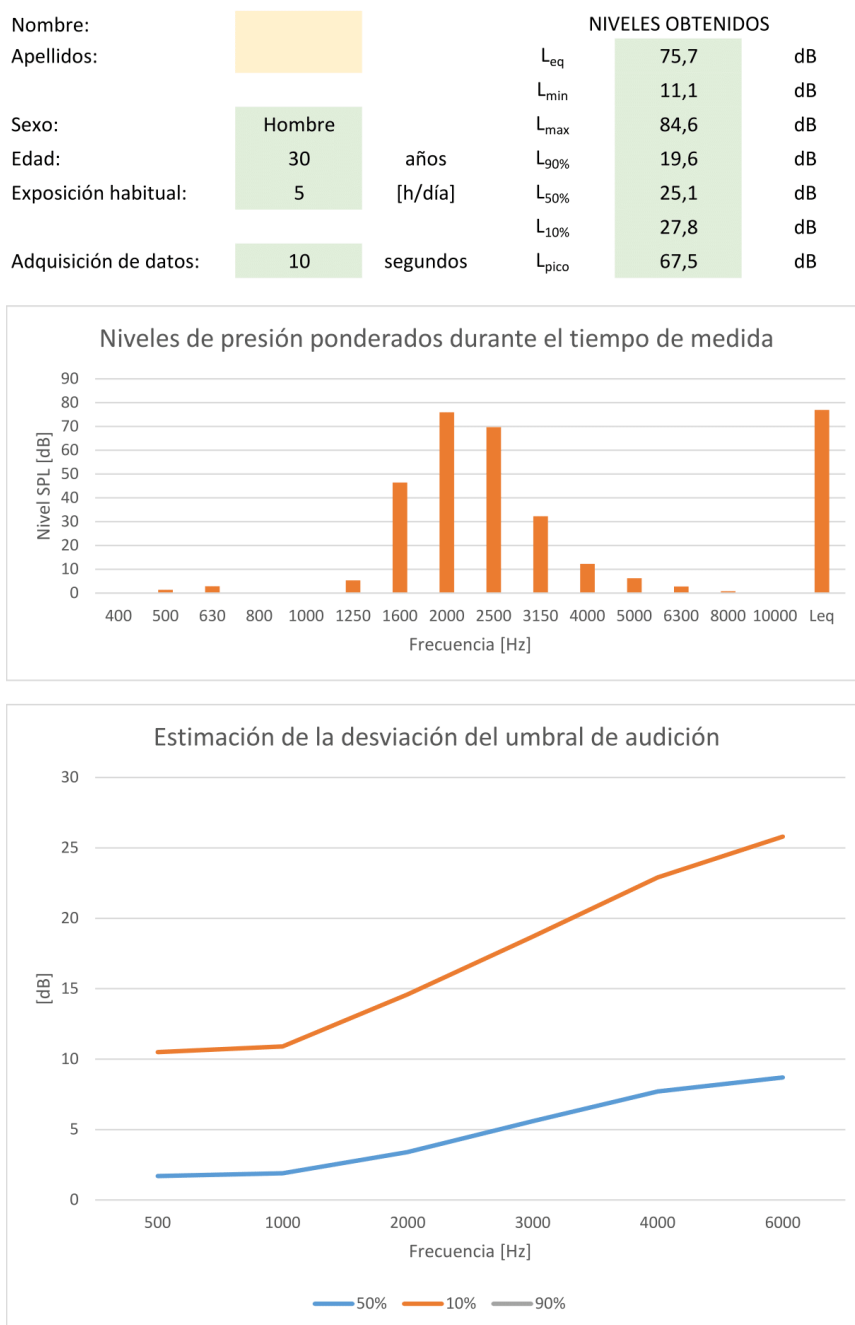


Figura 10.4 Informe final generado por la aplicación SEPAIR en formato de Microsoft Excel.

11. Pliego de Condiciones Legales

11.1. Concesión de licencia

Este programa es propiedad de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria y cualquier usuario debe estar de acuerdo y cumplir los términos y condiciones establecidas en esta licencia del programa, aceptando todas sus cláusulas. El uso de este software o de una copia en un PC, será bajo la autorización expresa del autor, tutor del proyecto y de la Escuela de Ingeniería de Telecomunicación y Electrónica de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

11.2. Derechos de autor

Este programa, junto con la documentación, está protegido por las leyes de la propiedad intelectual que le sean aplicables, así como las disposiciones de los tratados internacionales. En consecuencia, el usuario debe utilizar el programa como cualquier producto protegido por derechos de autor. Sin embargo, el usuario podrá usar una copia y utilizar los códigos fuente de la programación y la documentación siempre bajo la autorización del autor, el tutor y de la Escuela de Ingeniería de Telecomunicación y Electrónica de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

11.3. Restricciones

El usuario no podrá realizar ingeniería inversa, de compilación o desensamblado del programa. Éste podrá transferir el programa a un tercero, siempre que no tenga copias del programa, incluyendo posibles actualizaciones o retener material escrito adicional que acompañe al programa.

11.4. Limitación de responsabilidad

En ningún caso serán el autor ni el tutor, ni la Escuela de Ingeniería de Telecomunicación y Electrónica de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria responsables de los perjuicios directos, indirectos, incidentales o consiguientes, gastos, lucro cesante, pérdida de ahorros, interrupción de negocios, pérdida de información comercial o de negocio, o cualquier otra pérdida que resulte del uso o de la incapacidad de usar el programa o la documentación. El usuario conoce y acepta que los derechos de licencia reflejan esta asignación de riesgo como el resto de cláusulas y restricciones. El autor y los tutores rechazan cualquier otra garantía que no haya sido indicada anteriormente.

11.5. Varios

En el supuesto de que cualquier disposición de esta licencia sea declarada total o parcialmente inválida, la cláusula afectada será modificada convenientemente de manera que sea ejecutable una vez modificada, plenamente eficaz, permaneciendo el resto de este contrato en vigencia.

Este contrato se rige por las leyes de España. El usuario acepta la jurisdicción exclusiva de los tribunales de este país en relación con cualquier disputa que pudiera derivarse de la presente licencia.

PRESUPUESTO

12. Presupuesto

Para el cálculo del presupuesto del proyecto, se ha seguido la “Propuesta de baremos orientativos para el cálculo de honorarios” del Colegio Oficial de Ingenieros Técnicos de Telecomunicación que se estableció a partir del 1 de Enero de 2004. Actualmente los honorarios son libres y responden al libre acuerdo entre el profesional y su cliente, y estos baremos orientativos de honorarios han sido eliminados por todos los colegios profesionales a partir de una nota remitida por el Ministerio de Economía y Hacienda.

A continuación se detallan los conceptos que corresponden al cálculo del presupuesto.

12.1. Desglose de importes

12.1.1. Trabajo tarifado por tiempo empleado

La tarifa de las horas de trabajo empleadas para la realización del proyecto se calcula mediante la siguiente ecuación, estableciéndose el mínimo cobro posible en 260 €:

$$H = (65 \cdot H_n + 78 \cdot H_e) \cdot C$$

Donde:

H_n son las horas normales (dentro de la jornada laboral).

H_e son las horas especiales.

Los honorarios que se obtengan por la aplicación de la fórmula correspondiente a trabajos valorados por tiempo invertido, se reducirán aplicando también los coeficientes reductores que se indican en la siguiente tabla.

Desde (Horas)	Hasta (Horas)	Coeficiente
...	36	C=1,00
36	72	C=0,90
72	108	C=0,80
108	144	C=0,70
144	180	C=0,65
180	360	C=0,60
360	540	C=0,55
540	720	C=0,50
720	1.080	C=0,45
1.080	...	C=0,40

Tabla 12.1 Coeficientes de reducción para trabajos valorados por tiempo empleado.

El presupuesto del proyecto elaborado para la Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica de Telecomunicación de la Universidad de las Palmas de Gran Canaria, como requisito para obtener la titulación de Ingeniero Técnico en Telecomunicación en Sonido e Imagen, será incrementado por las horas de dedicación en la elaboración de los elementos así como en la recopilación y redacción de los documentos que componen el Proyecto Fin de Carrera.

Tipo de Actividad	Descripción	Número de Horas
Investigación	Recopilación de información sobre normativas y publicaciones referentes a la pérdida auditiva	80
	Documentación sobre preamplificadores para cápsulas electret	80
	Documentación sobre maniqués de medida	80
Desarrollo del prototipo	Diseño del preamplificador de micrófono	95
	Diseño 3D de la oreja artificial	160
	Impresión 3D	90
	Diseño de soportes de orejas artificiales	40
	Taller de mecanizado	95
	Montaje del conjunto	80
	Programación	240
Comprobación práctica	Demostraciones en público	16
	Corrección de errores	40
Descripción	Elaboración de la memoria	120
	Generación del pliego y presupuesto	120
TOTAL		1.336

Tabla 12.2 Desglose de horas empleadas.

En el caso de este proyecto H_n son 1336 horas y H_e es 0. El coeficiente de corrección C actúa de forma progresiva:

Hasta [Horas]	Coeficiente	[Horas]	[€/hora]	Importe [€]
36	C=1,00	36	65	2.340
72	C=0,90	36	65	2.106
108	C=0,80	36	65	1.872
144	C=0,70	36	65	1.638
180	C=0,65	36	65	1.521
360	C=0,60	180	65	7.020
540	C=0,55	180	65	6.435
720	C=0,50	180	65	5.850
1.080	C=0,45	360	65	10.530
1.336	C=0,40	256	65	6.656
TOTAL				45.968

Tabla 12.3 Trabajo tarifado por tiempo empleado.

12.1.2. Coste de amortización de licencias software y hardware

El cálculo de la amortización de equipos se realiza haciendo uso de la siguiente expresión:

$$\text{Cuota anual de amortización} = \frac{\text{Valor de adquisición} - \text{Valor residual}}{\text{Número de años de vida útil}}$$

El valor residual es el valor teórico que se estima que tendrá el elemento después de su vida útil y que se ha estimado en un 5% del valor de adquisición. Según la ley publicada en el Boletín Oficial del Estado, nº 287/2005 de 1 de diciembre, se establece el coeficiente de amortización lineal máximo en 40% para equipos informáticos de tratamiento de la información, sistemas y programas informáticos, dentro de un plazo máximo de 5 años, a partir del cual se considera amortizado.

El coste de la amortización se estima utilizando un sistema de amortización lineal o constante. En éste se supone que el material se desprecia de forma constante a lo largo de su vida útil.

En la siguiente tabla se muestra el software que ha sido utilizado, indicándose en cada momento su valor de adquisición, valor residual y su coste de amortización, tomando como media una vida útil de 5 años.

Licencia:	Valor de adquisición [€]	Valor residual [€]	Cuota anual de amortización [€]	Tiempo utilizado	Importe [€]
MATLAB r2013b (32 bits)	3.000	150	570	1 año	570
Microsoft Office	99	4,95	18,81	1 año	18,81
TOTAL SOFTWARE					588,81

Tabla 12.4 Amortización de Software.

Cabe destacar que se han utilizado las herramientas software *Blender*, *Repetier-Host* y *KiCad*, pero no se han incluido en la tabla de amortización debido a que su uso es gratuito por ser software libre.

En la siguiente tabla se muestra el hardware que ha sido utilizado, indicándose en cada momento su valor de adquisición, valor residual, años de vida útil y su cuota anual de amortización.

Equipo:	Valor de adquisición [€]	Valor residual [€]	Años de vida útil	Cuota anual de amortización [€]	Tiempo utilizado	Importe [€]
PC	1.000	50	5	190	1 año	190
Tarjeta de sonido Roland OCTA-CAPTURE	499	33	5	94,81	1 año	74,81
Micrófono Behringer ECM8000	74,97	3,75	5	14,24	1 año	14,24
Calibrador Brüel & Kjaer 4231	600	30	5	114	1 año	114
Analizador de espectro Agilent 35670A	18.950	947,50	15	1.200,16	1 mes	100,01
Preamplificador Behringer Ultragain Pro	138,04	6,90	5	26,23	1 mes	2,19
Monitor autoamplificado Mackie TH-12A	228,05	11,40	5	43,33	1 mes	3,61
TOTAL HARDWARE						498,86

Tabla 12.5 Amortización del Hardware.

A continuación se detallan los elementos hardware necesarios para la elaboración de los prototipos de maniquí de medidas y auriculares de medida.

COMPONENTE	DESCRIPCIÓN			UNIDADES	€/Unidad	IMPORTE [€]
Maniquí	Comercial, de fibra de vidrio			1	70	70
Auriculares	Sennheiser		eH 150	1	26,61	26,61
Cápsulas electret	Panasonic		WM61-A	4	2,76	11,04
Preamplificadores de auriculares	Caja	Aluminio	55x40x25	2	4,42	4,84
	Placa PCB		35x37,5x1,5	2	0,60	1,20
	Tornillo	DIN 84	A4 2,5x10	8	0,06	0,48
	Tuerca	DIN 934	A2 M2,5	16	0,05	0,80
	Condensador	Electrolítico ELNA Silmic II	10uF 63V	2	1,16	2,32
		Película de Polipropileno	1uF 63V	4	0,47	1,88
		Tántalo	10uF 50V	2	0,56	1,12
	Transistor	BC479	PNP	4	0,60	2,40
	Diodo	Zener	12V 0,5W	2	0,17	0,34
	Resistencia	1% Película metlálica	330 Ω 1/2W	2	0,07	0,14
			2,2k Ω 1/2W	4	0,07	0,28
			10k Ω 1/2W	4	0,07	0,28
			100 k Ω 1/2W	4	0,07	0,28
	Conector	XH-3P	2,54mm	4	0,11	0,44
		Mini XLR	Macho chasis	4	0,69	2,76
			Hembra	4	0,93	3,72
Preamplificadores maniquí	Caja	ABS+Aluminio	90x45x30	1	5,76	5,76
	Placa PCB		35x37,5x1,5	2	0,60	1,20
	Tornillo	DIN 84	A4 2,5x10	8	0,06	0,48
	Tuerca	DIN 934	A2 M2,5	16	0,05	0,80
	Condensador	Electrolítico ELNA Silmic II	10uF 63V	2	1,16	2,32
		Película de Polipropileno	1uF 63V	4	0,47	1,88
		Tántalo	10uF 50V	2	0,56	1,12
	Transistor	BC479	PNP	4	0,60	2,40
	Diodo	Zener	12V 0,5W	2	0,17	0,34
	Resistencia	1% Película metlálica	330 Ω 1/2W	2	0,07	0,14
			2,2k Ω 1/2W	4	0,07	0,28
			10k Ω 1/2W	4	0,07	0,28
			100 k Ω 1/2W	4	0,07	0,28
	Conector	XH-3P	2,54mm	4	0,11	0,44

		Mini XLR	Macho chasis	4	0,69	2,76
			Hembra	4	0,93	3,72
Cable	Dos vivos + malla		Ø 3mm	5m	0,65	3,25
Conector	XLR		Macho chasis	2	2,15	4,30
	Tornillería			4	0,11	0,44
Plástico Impresora 3D	ABS	Bobina	Amarilla	1kg	34,99	34,99
Orejas silicona	Soundlink		Silicona	2	9,68	19,36
Soporte orejas	Placa PCB	Fibra de vidrio recubierta de cobre	70x60x1,5 mm	2	1,10	2,20
	Tornillo	DIN 963	A2 5x40	8	0,07	0,56
	Arandela	DIN 125	A2 M5	24	0,05	1,20
	Junta tórica		5x2,50	24	0,09	2,16
	Tuerca	DIN 934	A2 M5	8	0,05	0,12
	Tuerca palomilla	DIN 315	A2 M5	8	0,09	0,72
	Muelle		7x0,8	1m	2,78	2,78
Aglomerado de poliuretano	Copopren	2x1 m	2 cm	1	16,50	16,50
Perfil liso de aluminio	Perfil	300x20 mm	1 m	1	3,39	3,39
	Tornillería			4	0,11	0,44
Goma EVA	Lámina			1	0,80	0,80
Pegamento	VinilCeys			1	2,86	2,86
	Fischer PVC			1	1,80	1,80
Perfil de goma	Burlete	Brinox		1	3,80	3,80
Manguera PVC	Ø 6x8mm			1	0,50	0,50
Macarrón termorretráctil	Ø 6,4 mm	Amarillo		1	2,89	2,89
	Ø 1,6 mm	Negro		1	2,35	2,35
		Rojo		1	1,88	1,88
		Blanco		1	2,35	2,35
TOTAL COMPONENTES						266,77

Tabla 12.6 Coste de elementos hardware.

12.1.3. Derechos de visado del COITT

Los gastos derivados de los derechos de visado del COITT se tarifican según la ecuación:

$$V = 0,007 \cdot P$$

Donde:

P es el presupuesto del proyecto

Sumando los apartados anteriores, el presupuesto del proyecto asciende a 47.322,44 €.

Aplicando el valor de P a la ecuación se obtiene un valor de:

$$V = 331,26 \text{ €}$$

12.1.4. Gastos de encuadernación

La encuadernación de los tres tomos a entregar asciende a 100 €.

12.1.5. Gastos de tramitación y envío

Los gastos de tramitación y envío son fijos y se estipulan en 20 €.

12.1.6. Aplicación de impuestos

Sumando todos estos conceptos, el total del presupuesto previo a la aplicación de los impuestos es de:

$$47.773,70 \text{ €}$$

A continuación se presenta claramente el desglose de este importe

Concepto	Tarifa [€]
Trabajo tarifado por tiempo empleado	45.968
Amotización de las licencias de software	588,81
Amortización de los elementos hardware	498,86
Coste de componentes	266,77
Derechos de visado del COITT	331,26
Gastos de encuadernación	100
Gastos de administración y envío	20
Subtotal sin IGIC	47.773,70
IGIC (7%)	3.344,16
TOTAL	51.117,86

Tabla 12.7 Presupuesto final.

12.2. Importe final

Alberto Clavijo Rodríguez declara/certifica que:

El proyecto “**Diseño e implementación de un sistema para la estimación del daño auditivo originado por el uso indebido de los reproductores personales de audio**”, realizado a petición de la Escuela de Ingeniería Técnica de Telecomunicación de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, en calidad de Proyecto Fin de Carrera, asciende a un coste total de **CINCUENTA Y UN MIL CIENTO DIECISIETE EUROS CON OCHENTA Y SEIS CÉNTIMOS DE EURO – 51.117,86 €**.

Fdo:

Alberto Clavijo Rodríguez.