



## SISTEMA PARA LA PREDICCIÓN DEL DAÑO AUDITIVO

**Clavijo-Rodríguez A.<sup>1</sup>, Hernández-Pérez E.<sup>1</sup>, Navarro-Mesa J. L.<sup>1</sup>, Guerra-Moreno I. D.<sup>1</sup>,  
Ravelo-García A. G.<sup>1</sup>, Quintana-Morales P. J.<sup>1</sup> y Martín-González S. I.<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Instituto para el Desarrollo Tecnológico y la Innovación en Comunicaciones, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Las Palmas de Gran Canaria, España.

[alberto.clavijo101@alu.ulpgc.es](mailto:alberto.clavijo101@alu.ulpgc.es), [eduardo.hernandez@ulpgc.es](mailto:eduardo.hernandez@ulpgc.es), [juanluis.navarro@ulpgc.es](mailto:juanluis.navarro@ulpgc.es),  
[id.guerra.moreno@gmail.com](mailto:id.guerra.moreno@gmail.com), [antonio.ravelo@ulpgc.es](mailto:antonio.ravelo@ulpgc.es), [pedro.quintana@ulpgc.es](mailto:pedro.quintana@ulpgc.es), [sofia.martin@ulpgc.es](mailto:sofia.martin@ulpgc.es)

### Resumen

Los métodos de medida de la exposición a altos niveles sonoros están orientados fundamentalmente al ámbito laboral, sin embargo la escucha de música en reproductores personales es una fuente de exposición cuyo análisis necesitaría de otros instrumentos. Presentamos el diseño de un sistema capaz de analizar y evaluar esta exposición usando varios métodos: los auriculares personales del reproductor sobre un HATS diseñado al efecto o bien unos auriculares calibrados y dotados de micrófonos para medir los niveles sonoros, más un sistema de análisis de las señales. El resultado es un sistema que en base a la información facilitada por el individuo a prueba y el análisis normativo de la señal es capaz de estimar sus pérdidas auditivas. Se aporta un nuevo instrumento de medida útil en todos los ámbitos, desde el caso de los reproductores personales a cualquier otra situación sin la presencia de la persona afectada.

**Palabras-clave:** Pérdida auditiva, Instrumentación acústica, HATS.

### Abstract

The methods for measuring the exposure to high noise levels are mainly oriented to the working environment; however, listening to music in personal music players is a source of exposure whose analysis requires other tools. We hereby present the design of a system able to analyze and evaluate this exposure using various methods: the personal headphones on a HATS designed for this purpose or calibrated headphones equipped with microphones to measure the noise levels and a signals analysis system. The result is a system that provides an estimation of the individual's hearing loss, based on the information provided by the tested subject and the regulatory analysis of the signal. A new measuring tool is brought, useful in all the fields, from the case of personal headphones to any other situation without the presence of the affected person.

**Keywords:** Hearing loss, acoustic measurement tools, HATS.

**PACS no.** 43.50.Hg, 43.64.Wn, 87.50.yk

## 1 Introducción

La exposición a altas dosis de ruido induce en el oído una disminución de su capacidad auditiva, o lo que es lo mismo, una desviación en el umbral de audición. La relación entre el nivel de exposición y la desviación del umbral depende directamente del tiempo de exposición [1].

A principios de los años 80, la amplia difusión de los reproductores personales de audio hizo que la población se viera expuesta a prolongadas sesiones de elevados niveles sonoros de carácter

recreacional. Este uso se ha visto incrementado debido a la integración de los reproductores en los smartphones y su uso se ha extendido considerablemente, en especial a usuarios de menor edad [2]. El peligro derivado de estas exposiciones consiste en que los dispositivos son capaces de emitir altos niveles de ruido [3], y estos niveles pueden generar serios problemas de audición cuando su uso se desarrolla durante varias horas al día. No obstante, se ha comenzado a tomar medidas para la concienciación del riesgo de pérdidas auditivas derivadas de estas exposiciones [4], por ejemplo mostrando avisos al superar altos niveles de volumen en los dispositivos, pero son medidas muy genéricas que no permiten transmitir de una manera clara e impactante el daño que puede generar someterse a esos niveles diariamente.

Actualmente existen normativas que establecen procedimientos para el cálculo de las pérdidas auditivas que se estima se producirán en una población expuesta a ruido [5], principalmente redactadas para exposiciones a ruido de carácter laboral, pero aplicables a exposiciones recreacionales. La medición de este tipo de exposiciones no puede efectuarse de manera correcta siguiendo los procedimientos habituales de medición, es decir utilizando un sonómetro en ausencia de la persona o personas afectadas y por esta razón se han venido utilizando micrófonos en miniatura en el interior de oídos reales o maniqués, que incluyen orejas artificiales que simulan las características acústicas promedio del ser humano adulto [6].

Para poder incluir herramientas de concienciación en los dispositivos móviles se hace necesario un dispositivo hardware capaz de medir el nivel real al que se expone un individuo al escuchar música mediante auriculares. Es en esta línea de investigación donde surge el estudio que aquí se desarrolla, con el fin de poder diseñar una herramienta capaz de medir los niveles reales a los que se expone un individuo y mostrar el daño que podría generarle si desarrollara esa actividad durante varias horas al día, permitiendo también realizar estudios sobre la influencia de diferentes factores como el tipo de auricular utilizado o el tipo de música escuchada en el daño auditivo derivado de esa exposición.

El sistema diseñado es capaz de evaluar el daño que prolongadas exposiciones a ruido 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 un HATS (Head And Torso Simulator) dotado de micrófonos, instalados en la posición equivalente a la del tímpano, y los preamplificadores necesarios. Para el caso específico de fuentes sonoras cercanas al oído, como es el caso de reproductores personales de audio mediante auriculares o auriculares de personal de atención al cliente, el sistema cuenta con unos auriculares que llevan instalados unos micrófonos tipo electret de pequeñas dimensiones, convenientemente integrado en los propios auriculares. Este hardware externo ha de ser calibrado periódicamente con la ayuda del HATS antes mencionado, pero una vez realizada la calibración se trata de un dispositivo de medida totalmente independiente.

## 2 Metodologías, procedimientos y condicionantes

El nivel de presión sonora es una magnitud que describe la intensidad instantánea del sonido en un punto, sin embargo micrófono y oído humano tienen diferentes respuestas en frecuencia, lo que provoca una diferencia entre lo registrado y lo percibido. Para intentar reducir esta diferencia se recurrió a las curvas isofónicas obtenidas en 1933 por Fletcher y Munson [7]. En ellas se indican, en un diagrama  $f(\text{Hz}) - L_p(\text{dB r } 20\mu\text{Pa})$ , una serie de contornos para cada uno de los cuales la sonoridad subjetiva es la misma (reemplazadas por las de Robinson y Dadson en 1956 [8], y actualmente normalizadas por la Norma UNE-ISO 226:2013 [9]). Para efectuar una medición que fuera objetiva y al mismo tiempo relacionada con lo percibido, se introdujeron tres ponderaciones en frecuencia, denominadas A, B y C, de manera que cada una de ellas pondera las frecuencias a las que el oído es menos sensible, siendo el resultado aproximadamente indicativo de lo realmente percibido. 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 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. El resultado fue que los efectos sobre la audición humana exhibían una importante correlación con los niveles sonoros ponderados A, lo cual llevó a adoptar universalmente esta ponderación para todas las cuestiones relativas a la audición [10].

Cuando las fuentes de ruido se encuentran cerca del oído, 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. En estos casos las mediciones pueden realizarse utilizando micrófonos miniatura o micrófonos sonda insertados en los oídos de sujetos humanos (micrófono en un oído real, técnica MIRE) o utilizando un maniquí equipado con simuladores de oído que incluyen micrófonos (técnica del maniquí) [6]. Estos procedimientos indican de manera más directa la exposición a la que se ve sometido el órgano de la audición, pero los valores obtenidos no pueden ser comparados directamente con los valores tradicionales [11]. Para adaptar los valores medidos en el oído a los valores tradicionales es necesario determinar el campo sonoro en que se da la exposición (campo libre o campo difuso). Una vez conocido el campo sonoro se podrá someter a los valores a los procesos utilizados normalmente en las evaluaciones de ruido, como las ponderaciones frecuenciales.

Una vez establecidos los procedimientos básicos de medida vamos a definir la metodología a través de la que vamos a determinar la *hipoacusia* inducida por ruido, para ello nos vamos a apoyar en la Norma UNE 74-023:1992 [5]. Como primer paso se debe determinar el Nivel de Exposición al Ruido referido a una jornada laboral de 8 horas (1).

$$L_{EX,8h} = L_{Aeq,T_e} + 10 \log(T_e/T_0) \quad (1)$$

donde  $T_e$  es la duración efectiva de la jornada laboral (en nuestro caso se corresponde con el tiempo de uso que reporta el individuo bajo prueba),  $T_0$  es la duración de referencia (8 horas) y  $L_{Aeq,T_e}$  es el nivel sonoro continuo equivalente ponderado A, resultado de la medición directa in situ según los posibles procedimientos previamente descritos. La estimación de la pérdida auditiva pasa por establecer la mediana del desplazamiento permanente del umbral de audición inducido por el ruido (NIPTS, Noise Induced Permanent Threshold Shift), para lo que emplearemos (2).

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

Tabla 1 – Valores de  $u$ ,  $v$  y  $L_0$  utilizados para determinar el NIPTS.

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



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

Para la determinación de los desplazamientos del umbral correspondientes a otros fractiles  $Q$  de la población se aproxima la distribución por dos semicampanas de Gauss con diferentes desviaciones estándar  $d_u$  y  $d_l$  respectivamente, empleando (3).

$$\begin{aligned} d_u &= \left( X_u + Y_u \log \frac{\Theta}{\Theta_0} \right) (L_{EX,8h} - L_0)^2 \\ d_l &= \left( X_l + Y_l \log \frac{\Theta}{\Theta_0} \right) (L_{EX,8h} - L_0)^2 \end{aligned} \quad (3)$$

Para determinar el fractil  $Q$ ,  $N_Q$ , se aplica (4).

$$\begin{aligned} N_Q &= N_{0,50} + k \cdot d_u \quad (0,05 \leq Q < 0,50) \\ N_Q &= N_{0,50} - k \cdot d_l \quad (0,50 < Q < 0,95) \end{aligned} \quad (4)$$

donde los valores del factor  $k$  corresponden a la distribución de Gauss.

A la hora de realizar una estimación a largo plazo, se debe tener en cuenta la contribución correspondiente al deterioro producido por la edad. Éste deterioro progresivo con la edad se manifiesta como un desplazamiento del umbral de audición, llamado *presbiacusia*. Según lo que establece la UNE-EN ISO 7029:2000 [12] estimaremos la desviación del umbral de audición relacionada con la edad  $\Delta H$ , con la salvedad de que aquellos sujetos menores de 18 años no ‘presentarán’ pérdidas relacionadas con la edad, según se recoge en la citada norma.

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 (5).

$$\Delta H_{med,Y} = \alpha(Y - 18)^2 \quad (5)$$

La constante  $\alpha$  está especificada en la Norma para cada frecuencia audiométrica. En la Tabla 2 se indican sus valores.

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 (6):

$$\begin{aligned} s_u &= b_u + 0,445 \cdot \Delta H_{med,Y} \\ s_l &= b_l + 0,356 \cdot \Delta H_{med,Y} \end{aligned} \quad (6)$$

donde  $b_u$  y  $b_l$  son valores que vienen tabulados en la Tabla 2 para ambos sexos y para las diversas frecuencias audiométricas.

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 aplica (7) según que  $Q$  esté comprendido entre 0,05 y 0,50 o entre 0,50 y 0,95:

Tabla 2 – Valores de los coeficientes  $\alpha$ ,  $b_u$  y  $b_l$ .

| $f$ [Hz] | $\alpha$ [dB/año <sup>2</sup> ] |         | $b_u$ [dB] |         | $b_l$ [dB] |         |
|----------|---------------------------------|---------|------------|---------|------------|---------|
|          | Hombres                         | Mujeres | Hombres    | Mujeres | Hombres    | Mujeres |
| 125      | 0,0030                          | 0,0030  | 7,23       | 6,67    | 5,78       | 5,34    |
| 250      | 0,0030                          | 0,0030  | 6,67       | 6,12    | 5,34       | 4,89    |
| 500      | 0,0035                          | 0,0035  | 6,12       | 6,12    | 4,89       | 4,89    |
| 1000     | 0,0040                          | 0,0040  | 6,12       | 6,12    | 4,89       | 4,89    |
| 1500     | 0,0055                          | 0,0050  | 6,67       | 6,67    | 5,34       | 5,34    |
| 2000     | 0,0070                          | 0,0060  | 7,23       | 6,67    | 5,78       | 5,34    |
| 3000     | 0,0115                          | 0,0075  | 7,78       | 7,23    | 6,23       | 5,78    |
| 4000     | 0,0160                          | 0,0090  | 8,34       | 7,78    | 6,67       | 6,23    |
| 6000     | 0,0180                          | 0,0120  | 9,45       | 8,90    | 7,56       | 7,12    |
| 8000     | 0,0220                          | 0,0150  | 10,56      | 10,56   | 8,45       | 8,45    |

$$\begin{aligned}\Delta H_{Q,Y} &= \Delta H_{med,Y} + k \cdot s_u, & (0,05 < Q < 0,50) \\ \Delta H_{Q,Y} &= \Delta H_{med,Y} - k \cdot s_l, & (0,50 < Q < 0,95)\end{aligned}\quad (7)$$

Donde los valores del factor  $k$  corresponden a la distribución de Gauss.

Finalmente procedemos a la combinación de los efectos de la edad y del ruido (HTLAN, Hearing Threshold Level associated with Age and Noise). 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 (8).

$$H' = H + N - \frac{HN}{120} \quad (8)$$

### 3 Desarrollo del Sistema

Primeramente vamos a definir el conjunto de las medidas acústicas que son necesarias, en base a ello se realiza el diseño de una serie de elementos hardware que conforman la parte del sistema susceptible de ser calibrada.

#### 3.1 Sección hardware

##### 3.1.1 Head And Torso Simulator

Básicamente consiste en un par de micrófonos montados en el interior de unas orejas artificiales localizadas a los lados de una cabeza artificial.

El tipo de oreja artificial elegido se basa en la patente de Alastair Sibbald de 1998 [14]. Tomando como base ese modelo diseñamos las orejas artificiales bajo el entorno de diseño gráfico *Blender* obteniendo un modelo en 3D de la oreja, compuesta de: pabellón auditivo, canal auditivo y cavidad de alojamiento del micrófono. Posteriormente procedimos a su impresión en plástico PLA con una impresora 3D, Figura 1.

Las orejas se montan en un maniquí de fibra de vidrio Figura 1. Los micrófonos de 6 mm de diámetro están alojados en la posición del tímpano, en el interior del canal auditivo con una inclinación de 45°.



Figura 1 – HATS, detalles de conexionado y oreja artificial.

Además, como se puede ver en la Figura 1 se procedió al acondicionamiento acústico del interior de la cabeza.

### 3.1.2 Preamplificador de micrófono

Se encuentra alojado en el interior de la cabeza artificial y a él se conectan los micrófonos ubicados en la posición del tímpano. Además de las funciones clásicas: polarizar a partir de la alimentación Phantom, adaptación de impedancias y balanceo de la señal de audio, su diseño permite el uso de cápsulas electret a las que se le ha realizado la modificación Linkwitz [13].

Esta modificación facilita la ampliación del rango dinámico. Las cápsulas así modificadas están recomendadas para la medición de niveles elevados.

### 3.1.3 Auriculares de medida

Se trata de una adaptación realizada sobre unos auriculares supraaurales que permite la captación de los niveles de presión sonora generados en la cavidad existente entre el auricular y el pabellón auditivo. Para que esto sea posible, se ha procedido a la inclusión de una pareja de cápsulas electret y sus correspondientes preamplificadores (Figura 2), de iguales características a los instalados en el HATS.



Figura 2 – Auriculares de medida.

Este dispositivo nos permite evaluar exposiciones a niveles sonoros procedentes de la reproducción de sonidos mediante auriculares, p.ej. conectándolos a un reproductor personal. A fin de facilitar la precisión de las medidas de presión sonora será necesario su calibrado con la ayuda del HATS.

Las señales captadas por estos micrófonos se procesan para incluir los efectos de la resonancia del canal auditivo evaluando así los niveles que llegan al tímpano del individuo.

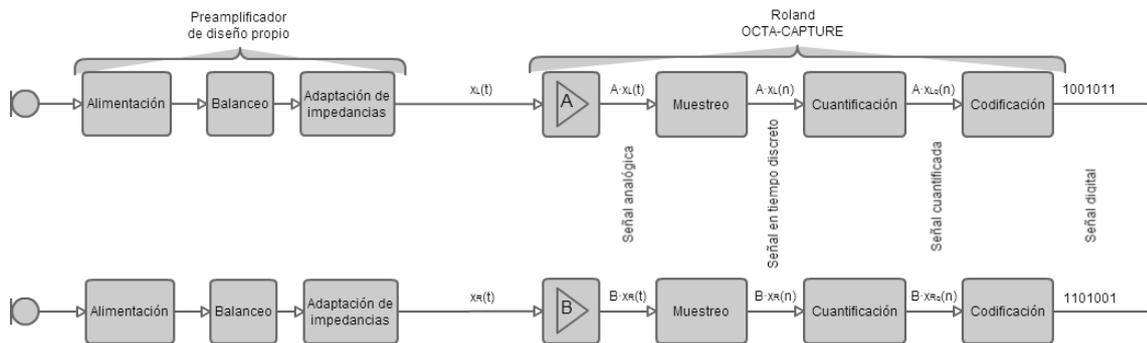


Figura 3 – Sistema de captura de la señal acústica.

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

#### 3.2.1 SEPAIR, Adquisición, tratamiento de la señal y predicción de pérdida auditiva

SEPAIR es la denominación dada al sistema que permite calcular la desviación del umbral de audición que se estima producirá una determinada exposición a niveles sonoros en un individuo. Integra elementos hardware previamente descritos y elementos software desarrollados en entorno MATLAB.

La señal acústica captada por las cápsulas electret y previa preamplificación se aplica a una tarjeta de sonido externa (Roland OCTA-CAPTURE), conectada vía USB a un ordenador (Figura 3). A partir de aquí, el sistema SEPAIR procesa las muestras de la señal (cuantificadas y codificadas en PCM, con frecuencia de muestreo 48000 Hz y 16 bits por muestra) para obtener los niveles equivalentes que utilizaremos para realizar los cálculos de desviación del umbral de audición.

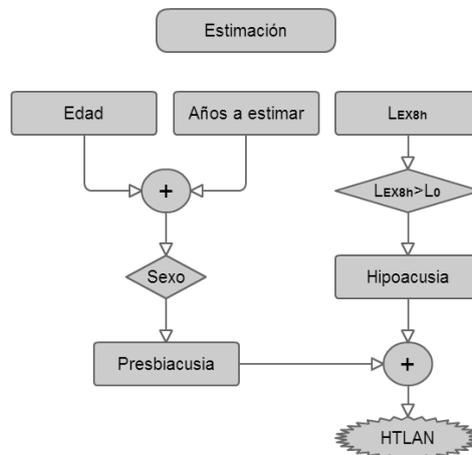


Figura 4 – Estimación de los efectos de la edad y del ruido (HTLAN).

#### 3.2.2 Algoritmos para análisis de exposición al ruido

Por un lado, en SEPAIR se ejecutan los algoritmos propios de un instrumento de medición de niveles sonoros con los que se caracteriza la presión sonora medida. Análisis espectral de la señal en tercios de octava, niveles globales, además se ejecutan algoritmos para calcular los niveles  $L_{eq}$ ,  $L_{min}$ ,  $L_{max}$ , todos ellos con ponderación temporal Slow (1 s), el nivel de pico  $L_{pico}$ , con ponderación temporal Impulse (33 ms) y los percentiles  $L_{90\%}$ ,  $L_{50\%}$  y  $L_{10\%}$ , con ponderación temporal Fast (125 ms).

Se aplica un proceso adicional, tal y como recoge la Norma UNE 11904-2:2005, a fin de evitar la doble ponderación por efecto del canal auditivo cuando se realiza la ponderación A. Con este proceso,

y aplicando la Norma UNE 74-023:1992, obtenemos el nivel de exposición sonora referido a una jornada laboral de 8 horas.

Para el cálculo de la *presbiacusia* es necesario aportar el dato de la edad del individuo (Figura 4), proceso indispensable para determinar la desviación del umbral de audición como resultado de los años de exposición. Paralelamente es posible aplicar el algoritmo de cálculo de la *hipoacusia*, Figura 4, según se ha explicitado en el Apartado 2. El conjunto de estos procesos nos facilita el HTLAN.

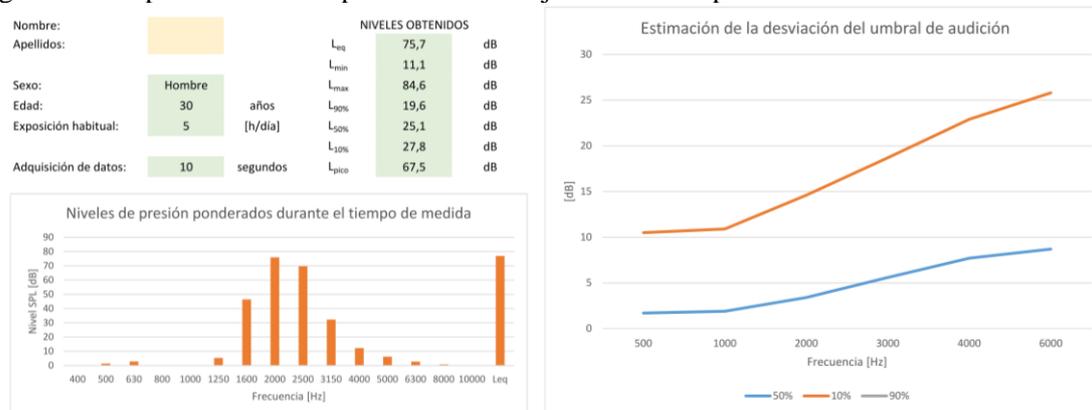


Figura 5 – Informe final generado por la aplicación SEPAIR.

### 3.2.3 Calibración del sistema

El proceso de calibración del HATS y los auriculares de medida se realiza con éstos instalados en el HATS. Además necesitamos un calibrador acústico que emite una onda acústica de 1 kHz con una presión acústica de 1 Pascal, 94 dB r 20  $\mu$ Pa, y un micrófono de medida.

Primeramente procedemos a calibrar el micrófono de medida con la ayuda del calibrador acústico, a continuación colocamos el micrófono de medida en el interior de una oreja artificial, de manera que la membrana de éste coincida con la posición del tímpano. Seguidamente, desde el auricular correspondiente se emite un tono de 1 kHz, y se ajusta el nivel de ese tono hasta obtener 94 dB de presión sonora. El proceso se repite con el otro canal del auricular. El siguiente paso consiste en colocar las cápsulas electret en las posiciones de los tímpanos. A continuación, y con ambos auriculares emitiendo señal de calibración (1 kHz, 94 dB), ajustamos la ganancia de los canales del interfaz de audio donde están conectadas las cápsulas microfónicas. Tras finalizar este último paso tendremos el HATS calibrado.

Por último, procederemos a la calibración de los micrófonos instalados en los auriculares de medida. El proceso consiste en emitir ruido rosa por los auriculares y evaluar el espectro en tercios de octava a la salida de los micrófonos del HATS y simultáneamente en los auriculares de medida. En el caso de los micrófonos del HATS tendremos los efectos de la influencia de la resonancia del canal auditivo. Seguidamente comparamos el espectro obtenido en la salida del HATS con el obtenido a la salida de los micrófonos de los auriculares, las diferencias observadas nos permitirán corregir y ajustar para que, a través de ambos sistemas, obtengamos una misma respuesta.

### 3.2.4 Presentación de Resultados

Como resultado del análisis se genera un informe en formato Excel donde se incluyen datos del individuo, los parámetros que caracterizan el tipo de ruido medido y la desviación estimada del umbral de audición en función de la frecuencia, Figura 5.



## 4 Conclusiones

Se ha elaborado una compleja herramienta de medida con múltiples aplicaciones en el contexto de la estimación de la pérdida auditiva derivada de la exposición a niveles sonoros elevados.

El HATS como dispositivo de medida se ajusta a las dimensiones físicas del ser humano permitiendo evaluar exposiciones a ruido a partir de los niveles que se registran en la posición del tímpano.

El sistema desarrollado puede verse como un instrumento para la elaboración de estudios sobre la influencia del género musical, el tipo de auriculares, el ambiente acústico, etc., en la pérdida auditiva.

## Agradecimientos

Fotógrafo Alberto Vera (alberto.vera.m@gmail.com)

## Referencias

- [1] Peng, J. H.; Tao, Z. Z.; Huang, Z. W. Risk of damage to hearing from personal listening devices in young adults. *Journal of otolaryngology*, Vol. 36 (3), 2007, pp. 181-185.
- [2] Figueroa, H. D. D.; González, S. D. F. Relación entre la pérdida de la audición y la exposición al ruido recreativo. *Anales de otorrinolaringología*, Vol. 56 (1), 2011, pp. 15-21.
- [3] Serra, M. R.; Biassoni, E. C.; Richter, U.; Minoldo, G.; Franco, G.; Abraham, S.; Carignani, J. A.; Joekes, S.; Yacci, M. R. Recreational noise exposure and its effects on the hearing of adolescents. Part I: An interdisciplinary long-term study. *International journal of audiology*, Vol. 44 (2), 2005, pp 65-73.
- [4] Weichbold, V.; Zorowka, P. Can a hearing education campaign for adolescents change their music listening behavior? *International journal of audiology*, Vol. 46 (3), 2007, pp. 128-133.
- [5] AENOR, Asociación Española de Normalización y Certificación UNE 74-023: *Acústica - Determinación de la exposición al ruido en el trabajo y estimación de las pérdidas auditivas inducidas por el ruido*, Madrid, 2013.
- [6] AENOR, Asociación Española de Normalización y Certificación UNE-EN ISO 11904-2: *Acústica - Determinación de la inmisión sonora de fuentes sonoras colocadas cerca del oído - Técnica que utiliza un maniquí*, Madrid, 2005.
- [7] Fletcher, H.; Munson, W. A. Loudness, Its Definition, Measurement and Calculation. *Bell System Technical Journal*, Vol. 12 (4), 1933, pp 377-430.
- [8] Robinson, D. W.; Dadson, R. S. A re-Determination of the Equal-Loudness Relations for Pure Tones. *British Journal of Applied Physics*, Vol. 7 (5), 1956, pp 166-181.
- [9] AENOR, Asociación Española de Normalización y Certificación UNE-ISO 226: *Líneas isofónicas normales*, Madrid, 2013.
- [10] Miyara, F. *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>, 1999.
- [11] Hammershøi, D.; Møller, H. Determination of noise immission from sound sources close to the ears. *Acta Acustica united with Acustica*, Vol. 94 (1), 2008, pp 114-129.

- [12] AENOR, Asociación Española de Normalización y Certificación UNE-EN ISO 7029: *Acústica – Distribución estadística de los umbrales de audición en función de la edad*, Madrid, 2000.
- [13] Siegfried Linkwitz, *System Test*, Linkwitz Lab, Sensible Recording and Rendering of Acoustic Scenes, [En línea] Disponible en web: [http://www.linkwitzlab.com/sys\\_test.htm#Mic](http://www.linkwitzlab.com/sys_test.htm#Mic). Fecha de consulta: 31/03/2016.
- [14] Sibbald, A. *Improved Artificial Ear and Auditory Canal System and Means of Manufacturing the Same*. Patent WO 98/52382, 1998.