

Desarrollo de un dispositivo de evaluación y señalización de confort acústico

Fabricio Chungo, Ariel Groisman, Hernán San Martín, Maximiliano Yommi

RESUMEN

En la presente investigación se aborda el desarrollo íntegro de un dispositivo de evaluación y señalización de confort acústico en espacios cerrados. Se presenta el diseño, implementación y evaluación de un dispositivo de desarrollo propio, con el objetivo de ofrecer una herramienta de bajo costo capaz de aplicar perfiles establecidos para recintos, como es el caso de escuelas, hospitales y oficinas. Se utilizaron descriptores derivados de los criterios NCB y SIL, y se desarrolló un algoritmo para obtener el nivel de presión sonora por bandas de octava y extraer dichos descriptores. A su vez, se aplicaron técnicas de compensación espectral del sistema de adquisición en el rango de interés. Finalmente, se realizaron mediciones comparativas con un sonómetro clase 1 que mostraron una respuesta satisfactoria, con desviaciones cercanas a 1 dB en el nivel de presión sonora global obtenido.

ABSTRACT

This research addresses the full development of an evaluation and signaling device for acoustic comfort in closed spaces. The design, implementation and evaluation of an own development device is presented, with the objective of offering a low-cost tool capable of applying established profiles for enclosures, such as schools, hospitals and offices. Descriptors derived from the NCB and SIL criteria were used, and an algorithm was developed to obtain the sound pressure level by octave bands and extract those descriptors. In turn, spectral compensation techniques of the acquisition system in the range of interest were applied. Finally, comparative measurements were made with a class 1 sound level meter that showed a satisfactory response, with deviations close to 1 dB in the overall sound pressure level obtained. Finally, possible improvements to the developed device and future research lines are proposed.

PALABRAS CLAVE

Confort acústico, sensor acústico, prototipo, ruido, salud.

KEY WORDS

Acoustic comfort, acoustic sensor, prototype, noise, health

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, la exposición a diferentes formas de contaminación es un tema de preocupación general. Una de las más importantes es la contaminación acústica, la cual aparece asociado al desarrollo de las ciudades modernas [1]. El ruido es una constante presente en diferentes ámbitos de la vida cotidiana, pero hay muy poca conciencia de los daños a la salud que puede aparejar. Uno de los principales problemas asociados a la falta de conciencia es la dificultad en la percepción de los síntomas de los daños auditivos. El deterioro de la audición es progresivo, por lo que las personas no suelen notar los problemas si no es hasta un estado avanzado de pérdida auditiva [2]. Por otra parte, la exposición a niveles sonoros bajos pero perceptiblemente molestos puede producir otros problemas de salud, asociados a trastornos cardiovasculares, a la conducta, a facultades cognitivas y otros aspectos fisiológicos y neurológicos [3].

El trabajo de Mydlarz et al. propone un sistema de bajo costo para monitorear ruido [4]. En el mismo, se desarrolla un dispositivo basado en un micrófono MEMS y un sistema de computación embebido, conectados a través de una placa de audio. Para la validación de las mediciones se toma como referencia la norma IEC-61672, que define los requisitos que debe cumplir un sonómetro. El trabajo no se propuso cumplir con la misma debido a que esto los hubiera obligado a optar por un diseño de mayor costo. Sin embargo, al realizar mediciones basadas en la norma, los investigadores pudieron concluir que el diseño puede cumplir con sus especificaciones, siendo el único impedimento el hecho de que la cápsula de micrófono no se pueda separar del resto del sistema. Otras mediciones hechas por el equipo de investigación fueron las relativas a calibración y compensación de respuesta en frecuencia. Las mismas permitieron que los niveles de tensión entregados por el micrófono se correspondan con un nivel de presión sonora determinado y que las desviaciones propias de la cápsula y del sistema de adquisición en general puedan ser compensadas a fin de disminuir el error de medición.

En esta investigación se propone desarrollar un dispositivo para el monitoreo y señalización visual del confort acústico presente en un recinto. El proceso de evaluación acústica se basa en descriptores que contemplan los efectos sobre la salud antes mencionados. A su vez, la implementación de una interfaz de señalización tiene el propósito de generar conciencia sobre esta problemática, asociando un patrón de colores a los niveles medidos, para la fácil interpretación del usuario acerca del ruido que se genera. El sistema fue diseñado para su uso en espacios educativos, sanitarios y laborales, sin embargo, la tecnología aquí desarrollada puede aplicarse a otros ámbitos cerrados, donde se desee realizar un monitoreo de confort acústico.

Molestia

La OMS define la salud como un estado de completo bienestar físico, mental y social y no simplemente la ausencia de enfermedad; por lo tanto, un nivel alto de molestia causado

por el ruido debe ser considerado un problema de salud [5]. De acuerdo a Guski y et al., la percepción de molestia ante un estímulo sonoro sucede cuando se presentan los elementos mencionados a continuación [6].

- Perturbaciones debidas a ruido que se repiten con frecuencia. Las mismas suelen ligarse a actividades habituales, y combinarse con actitudes relacionadas a minimizar la molestia.
- Una respuesta emocional o actitudinal, que se identifica como enojo o enfado ante la presencia de la fuente de ruido.
- Una respuesta cognitiva, ligada a la sensación de incapacidad de revertir la situación.

Basner et al. agregaron que las respuestas negativas pueden abarcar la ira, disgusto, agotamiento y síntomas relacionados con el estrés [7], algo que también concluyeron Öhrström et al., al analizar los efectos del ruido de tráfico sobre la salud [8]. Además, la molestia funciona como un indicador de reacciones de estrés y existe evidencia que sugiere una relación entre la misma y el aumento de la presión sanguínea [9]. A partir de la importancia atribuida por los investigadores y la propia OMS, en esta investigación se toma a la molestia como el factor más importante a considerar en cuanto a la evaluación del confort acústico de un recinto.

Ruido y confort acústico

La definición más común y difundida es que el ruido es cualquier tipo de sonido indeseado. Sin embargo, resulta un tanto ambigua y subjetiva ya que algo indeseado para algunos puede resultar agradable para otros. Para definir correctamente al ruido y el problema que representa sobre la salud, es necesaria una descripción más precisa y objetiva del ruido. Por este motivo, se propone adoptar la siguiente definición: 'Ruido es aquel sonido que produce algún tipo de efecto negativo sobre la salud y el bienestar (biológico, psicológico y social)' [10].

El concepto de confort acústico hace referencia al grado de molestia del ruido generado dentro de un determinado espacio. Existen distintos criterios subjetivos para evaluar dicha molestia, los más difundidos son aquellos que obtienen un descriptor individual a partir de comparar los niveles medidos por octavas (parámetro objetivo) con curvas ponderadas (parámetros subjetivos). Los primeros criterios desarrollados fueron Noise Rating (NR), Noise Criteria (NC) y el Speech Interference Level (SIL). A fin de corregir y actualizar los anteriores, posteriormente se desarrollaron el Room Noise Criteria (RC), Balanced Noise Criteria (NCB) y el Room Noise Criteria (RNC) [11]. Los descriptores considerados en esta investigación son el SIL y el NCB; el primero, por ser la base para el

cálculo del NCB, y el segundo, debido a que es la versión más actualizada del difundido criterio NC. A continuación se da una breve descripción de los descriptores mencionados:

- **Speech Interference Level (SIL):** Este criterio evalúa el nivel de ruido en el espectro de frecuencias del habla, permitiendo establecer el grado de interferencia producido en la comunicación. El mismo surgió a partir de estudios de Leo Beranek sobre el rango dinámico del habla y su relación con el ruido de fondo y la inteligibilidad de la palabra [11].
- **Balanced Noise Criteria (NCB):** Fue desarrollado en conjunto entre Beranek y Blazier en 1989. Supone una actualización y mejora frente a los criterios PNC y RC, proponiendo una evaluación basada en curvas y niveles de sonoridad, incluyendo un análisis en el extremo más bajo de frecuencias (16 Hz y 31,5 Hz) y reduciendo los niveles de las curvas en alta frecuencia [12]. Estos cambios permiten mayor sensibilidad a los ruidos generados por sistemas de ventilación. Supone una actualización y mejora frente a los criterios PNC y RC, y en esta investigación, se lo toma como referencia para la evaluación de molestia en espacios cerrados.

En las investigaciones de Dang Vu et al. se utilizó el nivel sonoro continuo equivalente ponderado A (LeqA) para identificar eventos sonoros de corta duración en hospitales, que se asocian a interrupciones en el sueño en pacientes [13]. Este descriptor aporta información sobre eventos que no generan mayor impacto en los criterios anteriores, por lo que también es tenido en consideración en esta investigación.

OBJETIVO

El objetivo principal es diseñar, implementar y validar un sistema de evaluación de confort acústico en recintos cerrados.

Además, esta investigación se propuso los siguientes objetivos específicos:

- Realizar un relevamiento bibliográfico de criterios de evaluación de ruido.
- Investigar acerca de las características de la plataforma de desarrollo Raspberry Pi, y las opciones que ofrece para su uso en este proyecto.
- Desarrollar una fase de adquisición de señales integrando un micrófono electret con
- una etapa de acondicionamiento de la señal.

- Ajustar el sistema, medir su respuesta en frecuencia y compensarla.
- Llevar a cabo los algoritmos necesarios para obtener niveles de presión sonora y calcular parámetros acústicos.
- Realizar pruebas con el prototipo funcional, evaluar el desempeño y optimizar el funcionamiento.
- Evaluar las desviaciones de medición tomando como referencia a la norma IEC-61672.

METODOLOGÍA

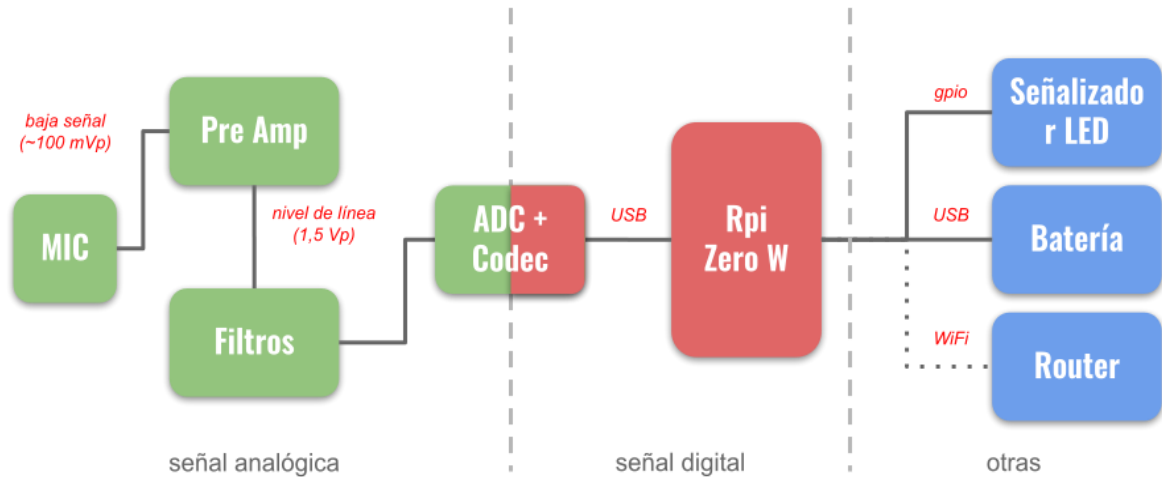
Diseño y fabricación del prototipo

El prototipo de sensor acústico fue fabricado con los siguientes componentes:

- Micrófono electret.
- Preamplificador y filtro pasabanda para acondicionar la señal y elevarla a niveles de línea.
- Placa de audio con entrada de línea y salida de datos por puerto USB, para la digitalización de la señal y el envío de la misma hacia la computadora.
- Placa Raspberry Pi Zero W, con capacidad de recibir señales de audio a través de su puerto USB y de transmitir datos inalámbricamente a través de una red WiFi.
- En la Figura 1 se observa el diagrama de flujo de la señal. Se pueden distinguir las siguientes etapas en el proceso de adquisición y procesamiento:
 - Captura de la señal acústica.
 - Acondicionamiento de la señal eléctrica equivalente.
 - Digitalización de la señal.

- Procesamiento digital y cálculo de parámetros.

Figura 1: Diagrama en bloques del sistema propuesto.



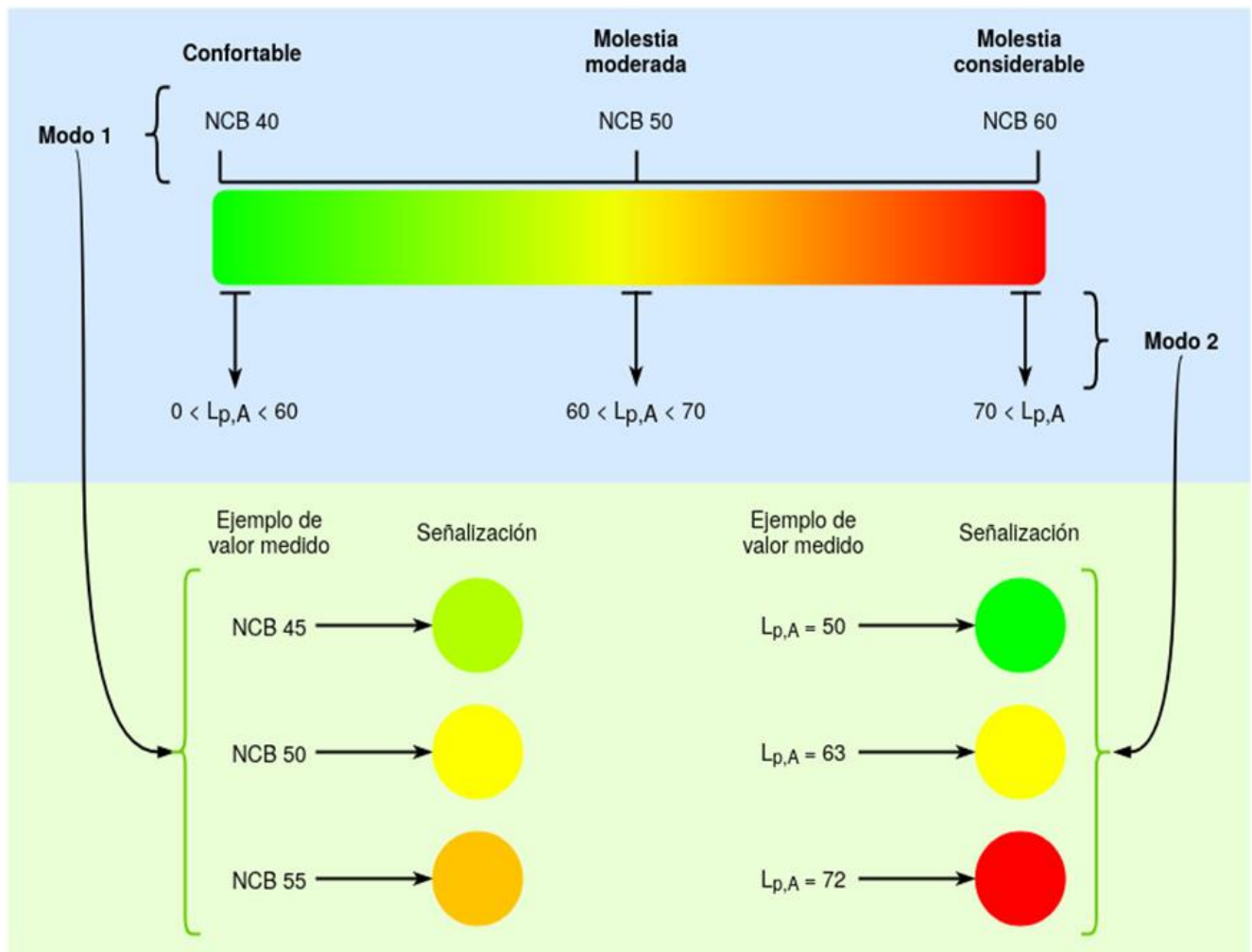
La señalización fue implementada con un patrón de colores similar a un semáforo, partiendo del tono verde hasta el rojo, para representar el rango de valores que pueden adoptar los descriptores. Observando los valores adecuados propuestos por Beranek para salas desocupadas [12], se asoció un rango de valores NCB al patrón de colores que indica la molestia, tal como se observa en la Figura 2. El sistema fue diseñado para funcionar con dos modos de medición, de manera de que el usuario seleccione el más conveniente.

- **Modo 1:** Se obtiene el valor NCB y se genera una señal visual que adopta una tonalidad que varía gradualmente entre verde y rojo. Valores NCB bajos se representan en tonos cercanos al verde, valores intermedios en tonos cercanos al amarillo y los valores altos en tonos cercanos al rojo.
- **Modo 2:** Se obtiene el valor $L_{p,A}$ y se emite una señal visual que puede adoptar tres colores posibles: verde, amarillo o rojo. En este caso se utilizan dos umbrales para definir la tonalidad de la señal. Por debajo del primer umbral, se representa en un color verde. Superado este umbral, el valor $L_{p,A}$ se representa en color amarillo y superado el segundo umbral, se representa en color rojo.

Se utilizó una plataforma Raspberry Pi Zero W (Rpi Z) para procesar las señales, almacenar y mostrar resultados y controlar la interfaz de señalización. La elección de este dispositivo se basó en que, por un lado, cuenta con compatibilidad con la placa de audio y, por el otro, la capacidad de procesamiento y la posibilidad de utilizar un sistema operativo permitieron su configuración y programación en un entorno similar al de una computadora.

La señalización se implementó con un anillo de 16 diodos LED con chip de control incluido. Gracias a esto, sólo se utilizaron 3 pines GPIO para interconectarse con la Rpi Z. El esquema de conexión requiere un cable para enviar señales de control al dispositivo LED, y dos para brindarle alimentación eléctrica. La conexión del sistema de señalización, junto a la placa de audio y la Rpi Z se puede observar en el diagrama de la Figura 3.

Figura 2: Sistema de señalización de molestia debida al ruido.



Los componentes internos se dispusieron en forma modular, ubicándose sobre la base a la batería con la placa de audio. Por encima de los mismos se ubicó la placa principal que consiste en una placa de circuito impreso que contiene a la Raspberry Pi, los circuitos de filtrado de señal y se conecta con el resto de los componentes del sistema. En la parte superior se encuentra el dispositivo LED y el micrófono junto al preamplificador. El dispositivo ensamblado se puede observar en la Figura 4.

Figura 3: Conexionado del hardware de la etapa digital.

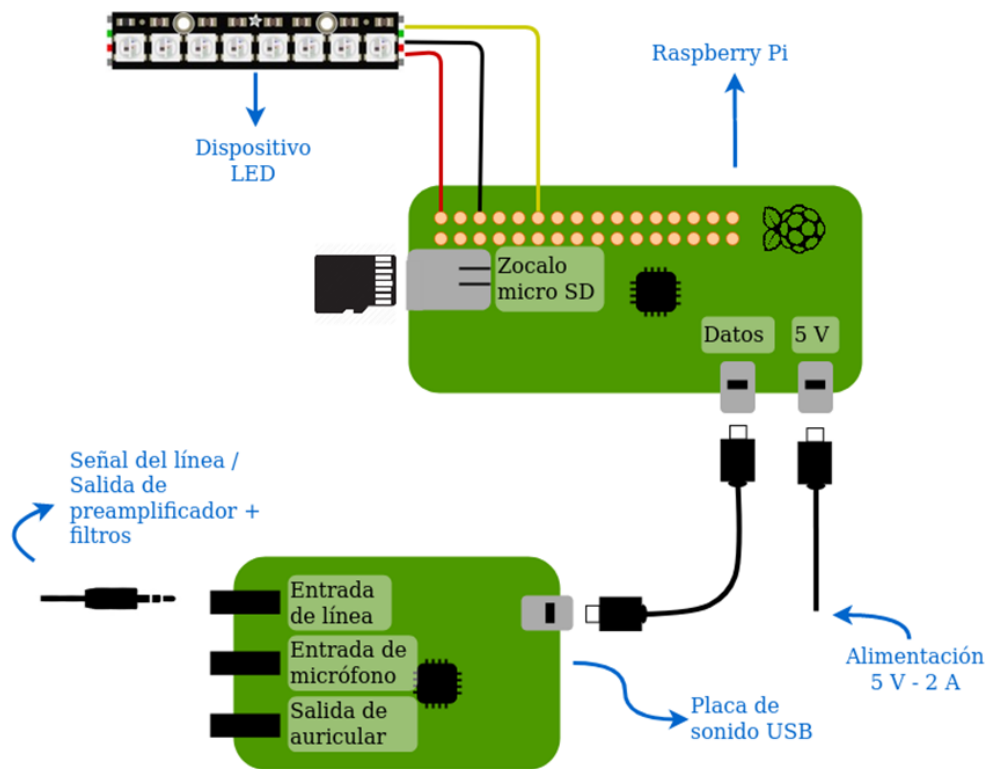
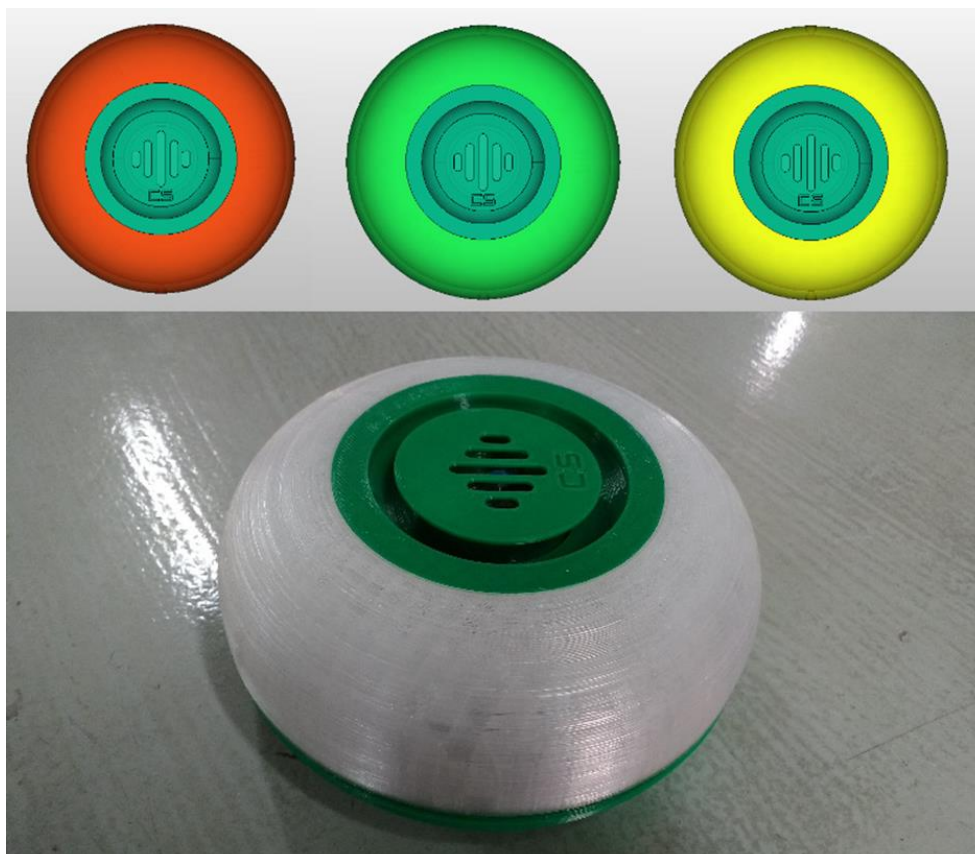


Figura 4: Imagen renderizada mostrando la señalización visual (parte superior), dispositivo final ensamblado (parte inferior).



Ajuste de la respuesta en frecuencia

Se procedió a medir y compensar la respuesta en frecuencia del dispositivo, a fin de mejorar el desvío inherente a la cápsula electret y la electrónica asociada. El procedimiento de medición consistió en obtener la respuesta al impulso del dispositivo desarrollado y la de un micrófono de referencia, que sirva de patrón para ajustar la respuesta del sistema. Se tomó como referencia el método propuesto por Soares et al., ya que permite realizar las mediciones de campo libre sin necesidad de una sala anecoica [14]. La técnica consiste en excitar el dispositivo bajo prueba (DBP) con un barrido frecuencial o sine sweep exponencial, para luego excitar con la misma señal y fuente sonora a un micrófono de referencia (REF). De esta forma, se puede obtener el nivel de presión sonora captado por DBP y REF en todo el espectro abarcado por el barrido frecuencial. Luego, es posible compensar la respuesta de DBP para disminuir los desvíos que presenta debido a variaciones de su sensibilidad. Utilizando un micrófono de medición y suponiendo que su sensibilidad no varía con la frecuencia, se puede obtener la diferencia del nivel de presión sonora medido entre ambos dispositivos, como se observa en la ecuación 1.

$$\Delta_L(j\omega) = L_{DBP}(j\omega) - L_{REF}(j\omega) \quad (1)$$

El valor Δ_L representa el desvío de la respuesta del dispositivo DBP (L_{DBP}) con respecto al micrófono de medición REF (L_{REF}). Cuando Δ_L es mayor a cero, el DBP tiene una sensibilidad alta y debe ser compensada con una atenuación igual al valor de Δ_L . En el caso de que Δ_L es menor que cero, la sensibilidad de DBP es baja y debe ser compensada con una ganancia igual al valor de Δ_L .

Para obtener la sensibilidad del DPB a diferentes frecuencias, primero se obtiene su respuesta al impulso $h(t)$, aplicando un sine sweep exponencial como señal de excitación $x(t)$, la cual se representa por la ecuación 2 [15].

$$x(t) = \sin \left[\frac{\omega_1 \cdot T}{\ln(\frac{\omega_2}{\omega_1})} \left(e^{\frac{t}{T} \ln(\frac{\omega_2}{\omega_1})} - 1 \right) \right] \quad (2)$$

La señal comienza con una frecuencia angular ω_1 y termina con una frecuencia angular ω_2 , y su duración es de T segundos. Al sine sweep le corresponde un filtro inverso $f(t)$ tal que la convolución entre ambas señales cumpla con lo definido en la ecuación 3.

$$x(t) * \delta(t) = f(t) \quad (3)$$

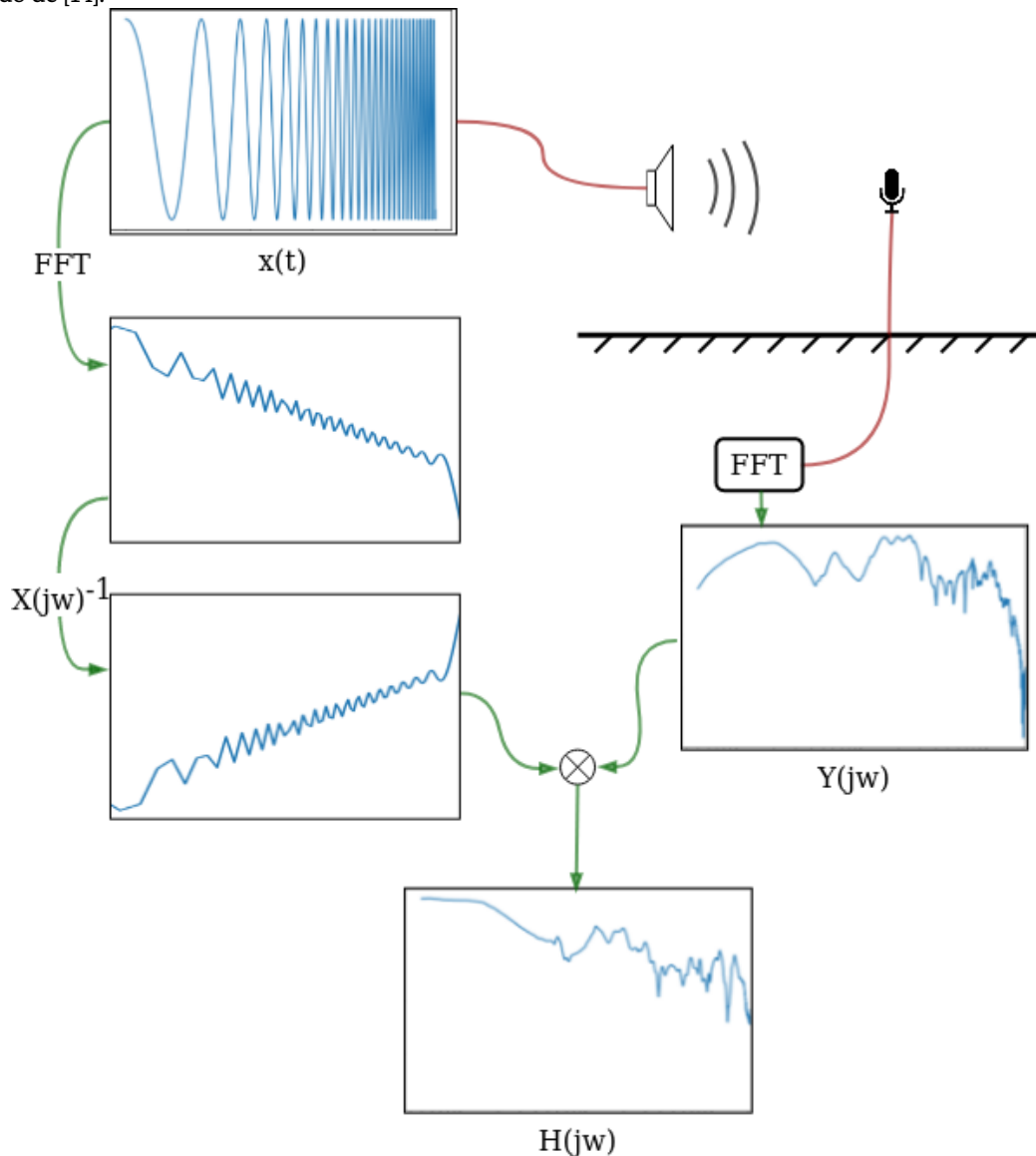
Donde $\delta(t)$ es la función impulso. Al convolucionar el filtro inverso con la respuesta del DBP $y(t)$, se obtiene su respuesta al impulso $h(t)$, tal como se observa en la ecuación 4. Para cumplir con esta condición, se asume que la medición se realiza en un entorno anecoico o

en campo libre, por lo que no hay aporte de la sala en la respuesta obtenida. Esto significa que, siendo $h(t)$ la respuesta del dispositivo más la sala ($h(t) = h_s(t) + h_{DBP}(t)$), se desprecia $h_s(t)$ debido a que se aproxima a $\delta(t)$. Si se opera en el dominio frecuencial (aplicando la transformada discreta de Fourier), la respuesta al impulso $H(j\omega)$ se obtiene del producto entre las funciones $Y(j\omega)$ y $X(j\omega)^{-1}$, como se puede ver en la ecuación 5. El flujo de las señales y los cálculos aplicados por el método se representan en el diagrama de la Figura 5.

$$h(t) = y(t) * f(t) \quad (4)$$

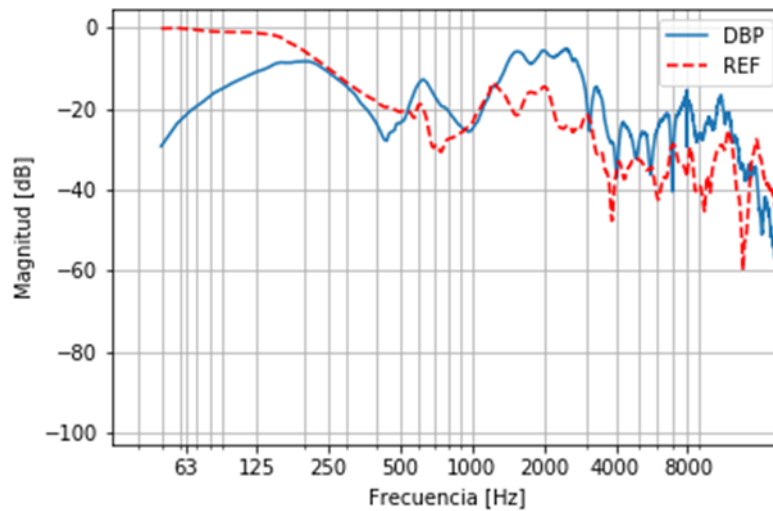
$$H(j\omega) = Y(j\omega) \cdot F(j\omega) \quad (5)$$

Figura 5: Diagrama representativo del método de medición y compensación de la respuesta en frecuencia. Extraído de [14].



Como referencia se utilizó un micrófono Earthworks M50, que se caracteriza por ser omnidireccional y de campo libre, con una respuesta en frecuencia plana en el rango de 3 Hz a 50000 Hz (± 1 dB / -3 dB). A partir de las respuestas al impulso, se trazaron las curvas de respuesta en frecuencia y se comparó el dispositivo desarrollado con el micrófono de referencia, para luego implementar la compensación correspondiente. La Figura 6 muestra las dos curvas medidas. Para obtener condiciones de medición que permitan asumir campo libre, se diseñó una cabina de medición portátil para reducir la influencia de la sala y despreciar $h_s(t)$.

Figura 6: Curva de respuesta en frecuencia para el dispositivo bajo prueba (DBP) y para el micrófono de referencia (REF).



Luego, se obtuvieron los niveles energéticos por bandas de octava, con el propósito de obtener la diferencia entre ambos dispositivos. Dichos valores se pueden ver en la Tabla 1.

Tabla 1: Niveles medidos por bandas de octava para el dispositivo bajo prueba (DBP) y el dispositivo de referencia (REF).

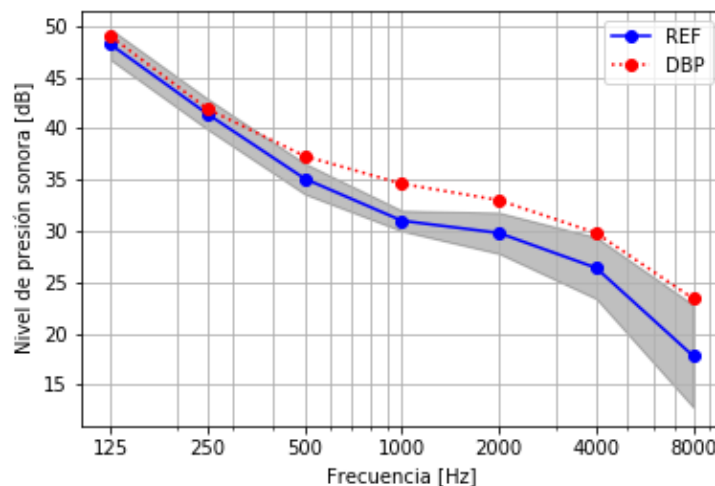
Dispositivo	Nivel de presión sonora por bandas de octava [dB]						
	125 Hz	250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz
DBP	73	74,9	71,75	77,71	88,22	79,27	79,43
REF	81,5	77,06	69,1	73,62	76,5	68,41	68,31
REF - DBP	8,5	2,16	-2,65	-4,09	-11,72	-10,86	-11,12

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se realizaron mediciones de comparación con un sonómetro *Svantek Svan 959*, clase 1, (REF) para observar las desviaciones del dispositivo bajo prueba (DBP) y verificar que dichos valores se aproximen a los límites establecidos por la norma IEC-61672 para un dispositivo clase 2. Se utilizó un parlante el parlante *KRK Rokit 8*, de respuesta entre 45 Hz y 20 KHz ($\pm 1,5$ dB), para reproducir entornos acústicos grabados en escuelas, hospitales y oficinas. Tanto el dispositivo como el sonómetro fueron ubicados en la misma posición a 1m de la fuente. Todas las mediciones se llevaron a cabo en el laboratorio de acústica de la UNTREF. Se obtuvo el factor de calibración del sonómetro con un calibrador *Bruer & Kjaer 4231*, antes y después de realizar las mediciones. En el primer caso, se obtuvo un factor de 0,79 dB, y en el segundo, un factor de 0,81 dB.

Antes de realizar mediciones con los audios mencionados, se midió el ruido de fondo, para evaluar el desempeño a niveles sonoros bajos. Los resultados muestran los niveles registrados por cada dispositivo (REF y DBP) en las octavas entre 125 Hz y 8000 Hz, la diferencia entre ambos y los límites de tolerancia que fija la norma IEC-61672 para dispositivos de clase 2. La Figura 7 muestra estos valores.

Figura 7: Resultados de medición de ruido de fondo por bandas de octava para el dispositivo bajo prueba (DBP) y el sonómetro de referencia (REF).



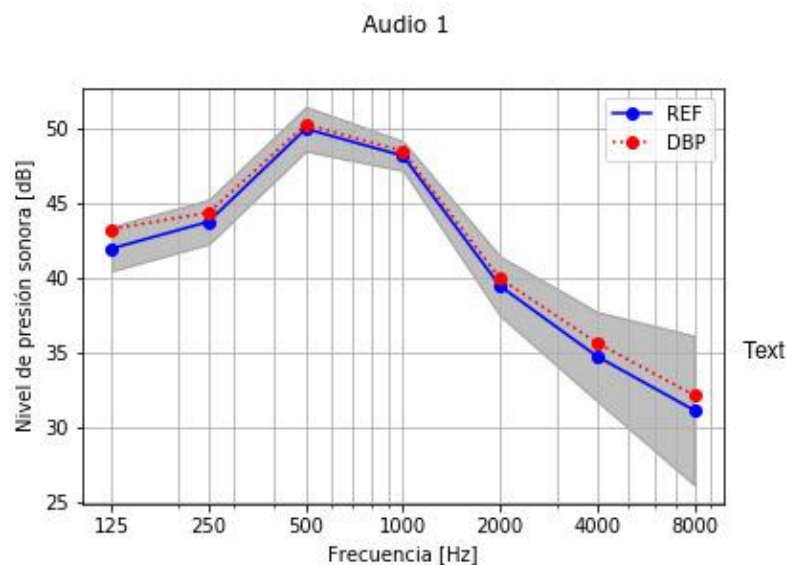
Además del ruido de fondo, se utilizaron tres audios de prueba, seleccionados de la base de datos de la web Freesound [16]. Las señales de prueba fueron recortadas para contar, cada una, con 5 minutos de duración, y fueron identificadas de la siguiente manera:

- **Audio 1:** Grabado en un aula durante una clase con un dispositivo Rode Videomic Pro; el formato es wav con una frecuencia de muestreo de 48000 Hz y 24 bits de resolución. Entre los eventos sonoros predominan conversaciones.

- **Audio 2:** Sonido de ambiente grabado en los alrededores de una sala de cuidados intensivos. Fue grabado en el Hospital Omori Niseki en Japón, con un grabador portátil Tascam DR-40. La ubicación es en un pasillo entre dos salas de espera y entre los eventos sonoros se puede identificar a personas caminando, anuncios de citas y conversaciones. La frecuencia de muestreo es de 44100 Hz con 16 bits de resolución.
- **Audio 3:** Sonido de ambiente dentro de unas oficinas de tipo abierto. Grabado en la Ciudad de México, con una frecuencia de muestreo de 44100 Hz y una resolución de 16 bits. Se pueden identificar eventos sonoros como conversaciones, llamadas telefónicas y sonidos de computadoras.

Los resultados de la comparación de niveles de presión sonora por bandas de octava entre los dispositivos DBP y REF para el Audio 1, Audio 2, y Audio 3 se muestran en las Figuras 8, 9 y 10, respectivamente.

Figura 8: Resultados de medición para el Audio 1 por bandas de octava para el dispositivo bajo prueba (DBP) y el sonómetro de referencia (REF).



En estas mediciones, se observaron desviaciones en las bandas de 1 KHz y superiores, en los casos en los que hubo niveles de ruido bajos en dichas bandas. Tal como se puede observar en los resultados de ruido de fondo y ruido de hospital, el nivel registrado por el dispositivo es superior al del sonómetro con un margen mayor a 2 dB. En las bandas de 500 Hz e inferiores, las desviaciones fueron menores y las mayores diferencias alcanzaron los 2 dB. Con respecto a las desviaciones observadas en las bandas entre 1 KHz y 8 KHz, los valores que superan los límites establecidos por la norma se dieron en los casos en los que el nivel de ruido era muy bajo. La causa de estas desviaciones puede deberse a que el ruido generado por el propio dispositivo haya superado los niveles de presión acústica medidos en dichas bandas.

Figura 9: Resultados de medición para el Audio 2 por bandas de octava para el dispositivo bajo prueba (DBP) y el sonómetro de referencia (REF).

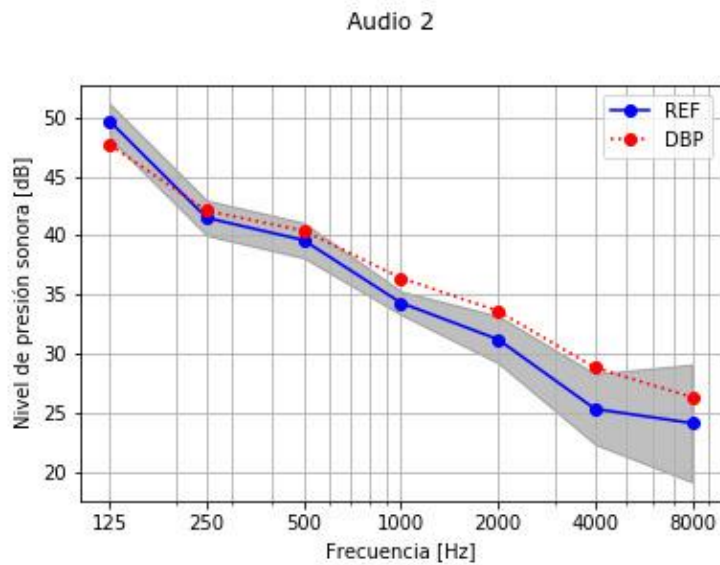
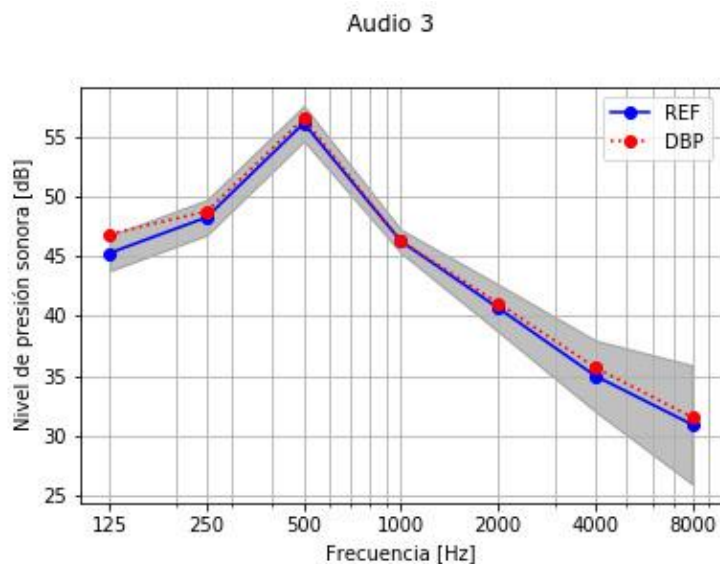


Figura 10: Resultados de medición para el Audio 3 por bandas de octava para el dispositivo bajo prueba (DBP) y el sonómetro de referencia (REF).



Además, en la medición con ruido de escuela, el equipo cumplió con los límites establecidos por la norma IEC 61672, en todas las bandas. Mientras tanto, en la medición de ruido de fondo, se superaron los límites en la banda de 1 KHz y las superiores. Lo mismo se registró en la medición con ruido de hospital, donde además se superó el límite en la banda de 125 Hz. En dicha banda, también se superó el límite en la medición de ruido de oficina. En las bandas inferiores, los límites de desviación establecidos por la norma se cumplieron en todos los casos, con excepción de la banda de 125 Hz. En las dos ocasiones

en las que se superó el límite de desviación, se registró un valor de 0,1 dB por encima del nivel de referencia y de 2 dB por debajo del mismo.

Por otra parte, la evaluación de confort acústico en base al criterio NCB mostró resultados cercanos a las mediciones de referencia. En tres de las cuatro mediciones realizadas, se obtuvo un valor NCB que supera en una unidad al valor calculado a partir de la medición de referencia. En el otro caso, la medición con ruido de fondo, se obtuvo una diferencia de 3 unidades entre el dispositivo y la referencia. Se registraron los valores SIL y NCB para cada una de las 4 mediciones y se comparó el valor obtenido en cada caso para los dispositivos DBP y REF. Los resultados se muestran en las Figuras 11 y 12.

Figura 11: Valor SIL comparado entre el dispositivo bajo prueba (DBP) y el dispositivo de referencia (REF) para cada una de las 4 mediciones.

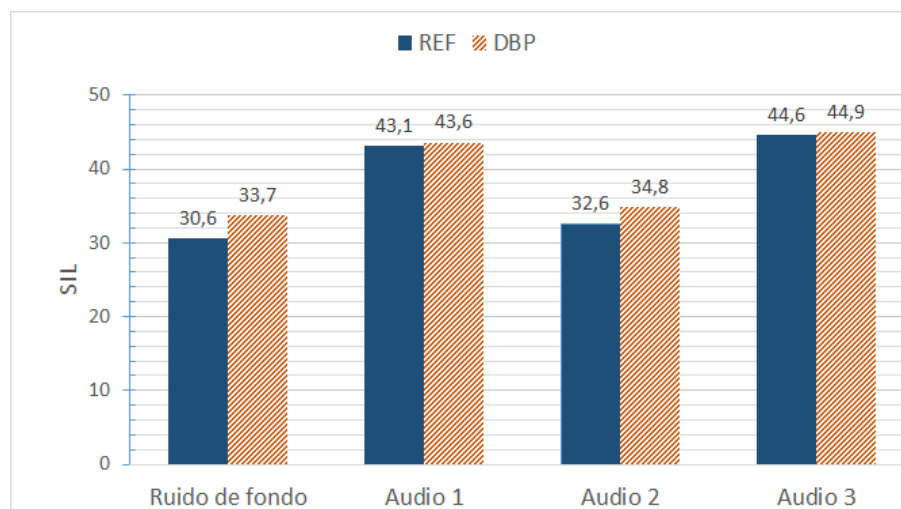
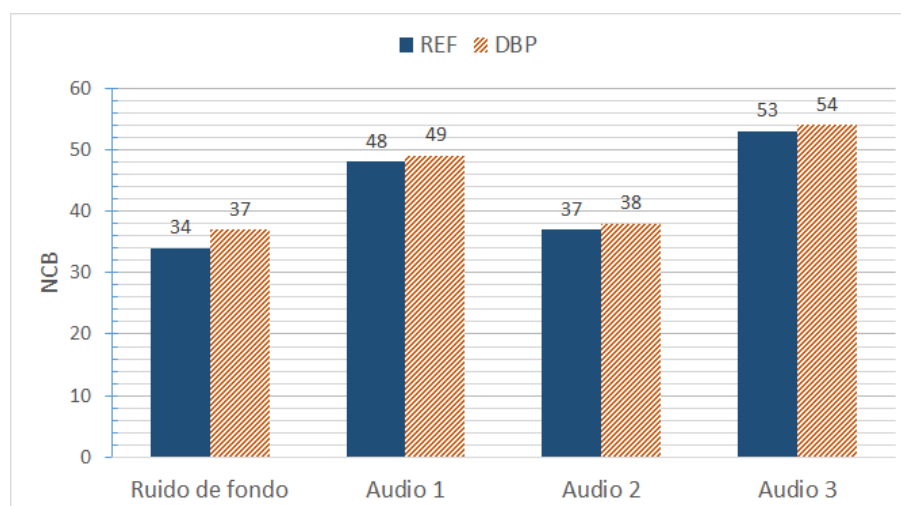


Figura 12: Valor NCB comparado entre el dispositivo bajo prueba (DBP) y el dispositivo de referencia (REF) para cada una de las 4 mediciones.



CONCLUSIONES

El objetivo general de este proyecto era el diseño, implementación y validación de un sistema de evaluación de confort acústico en recintos cerrados. El proceso de diseño e implementación consistió en seleccionar los componentes adecuados para realizar diferentes procesos sobre las señales acústicas, y diseñar las partes requeridas para obtener un prototipo funcional. En cuanto a la validación, las mediciones comparativas con el sonómetro clase 1, utilizando la norma IEC 61672 como referencia, permitieron evaluar la precisión del dispositivo. Se pudieron identificar los casos en los que la respuesta mostró mayor desviación, y aquellos en los que se ubicó más cerca de los niveles de referencia.

En bajas frecuencias, las limitaciones del dispositivo se atribuyen a la pendiente decreciente de la respuesta del micrófono, lo que hace que no sea suficiente una compensación por bandas de octava. En alta frecuencia, se notaron mayores desviaciones en las mediciones con ruido de fondo, ruido de hospital y de ruido autogenerado. A partir de la banda de 1 KHz, los valores medidos tienden a ser mayores a los valores reales. Más allá de estas limitaciones, la respuesta del dispositivo muestra la viabilidad de construir un sistema de medición acústica fiable, con componentes de bajo costo. Además, el sistema mostró un buen desempeño en cuanto a la evaluación de confort acústico.

En resumen, se consiguió cumplir con el objetivo general de la investigación, ya que se diseñó e implementó un sistema capaz de evaluar confort acústico, validando los resultados de las mediciones mediante la comparación con dispositivos de precisión. Además, el uso de otras mediciones basadas en la norma IEC 61672 permitió caracterizar al dispositivo e identificar con mayor claridad los aspectos a mejorar en cuanto su funcionamiento.

En cuanto a los objetivos específicos, se logró desarrollar un sistema capaz de adquirir señales acústicas, integrando un micrófono electret con un circuito de acondicionamiento de señal, con buenos resultados en el ancho de banda de interés para la investigación. Fue posible ajustar el sistema para establecer una equivalencia entre los valores registrados por el sistema digital y los valores de presión acústica. También se midió y compensó su respuesta en frecuencia, mejorando su precisión. El uso de la plataforma Raspberry Pi permitió brindar funcionalidades de procesamiento y conectividad a la altura de las necesidades del proyecto. Por otra parte, se pudo relevar información acerca de los criterios de confort acústico, y se utilizó para adoptar el más adecuado en esta investigación. Los algoritmos para procesar las señales y obtener los criterios, se pudieron aplicar en el sistema, y el funcionamiento del dispositivo fue adecuado a los requisitos de una medición continua de niveles sonoros. Sobre los componentes del sistema, las mayores limitaciones se encuentran en la cápsula electret, por su alto grado de alinealidad en la respuesta en frecuencia. Esto era un resultado esperable y previsible que se pudo compensar, con resultados satisfactorios, a través de los métodos de compensación propuestos.

Finalmente, debe mencionarse que el prototipo desarrollado se enmarca en el proyecto Conciencia Sonora, llevado a cabo por el grupo de Ingeniería Acústica de Infiniem Labs¹. El mismo se propone concientizar a las personas acerca del ruido y sus efectos negativos en la salud. El uso de este sistema de monitoreo y señalización se encuentra alineado al objetivo del proyecto, en tanto permite que los usuarios puedan notar el nivel de ruido y contribuir a reducirlo. Al concluir este trabajo, se espera aplicarlo en los espacios propuestos para su uso y utilizarlo como una herramienta de concientización, además de la adquisición de datos.

BILBIOGRAFIA

- [1] Bijsterveld, K. (2008). Mechanical sound: Technology, culture, and public problems of noise in the twentieth century. MIT press.
- [2] Berglund, B. et al., & World Health Organization. (1999). Guidelines for community noise.
- [3] Khaiwal, R. et al. (2016). Assessment of noise pollution in and around a sensitive zone in North India and its non-auditory impacts. Science of the Total Environment, 566, 981-987.
- [4] Mydlarz, C. et al. (2017). The implementation of low-cost urban acoustic monitoring devices. Applied Acoustics, 117, 207-218.
- [5] World Health Organization. (2011). Burden of disease from environmental noise: Quantification of healthy life years lost in Europe. World Health Organization. Regional Office for Europe.
- [6] Guski, R. et al. (2017). WHO environmental noise guidelines for the European region: A systematic review on environmental noise and annoyance. International journal of environmental research and public health, 14(12), 1539.
- [7] Basner, M. et al. (2014). Auditory and non-auditory effects of noise on health. The lancet, 383(9925), 1325-1332.
- [8] Öhrström, E. et al. (2006). Effects of road traffic noise and the benefit of access to quietness. Journal of sound and vibration, 295(1-2), 40-59.

¹ <https://infiniemacustica.com/>

- [9] Rylander, R. (2004). Physiological aspects of noise-induced stress and annoyance. *Journal of Sound and Vibration*, 277(3), 471-478.
- [10] Bistrup, M. L. et al. (2001). Health effects of noise on children and perception of the risk of noise. Copenhagen: National Institute of Public Health.
- [11] Bies, D. et al. (2017). *Engineering noise control*. CRC press.
- [12] Beranek, L. (1989). Balanced noise-criterion (NCB) curves. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 86(2), 650-664.
- [13] Dang-Vu, T. T. et al. (2010). Spontaneous brain rhythms predict sleep stability in the face of noise. *Current Biology*, 20(15), R626-R627.
- [14] Soares, Z. M. D. et al. (2006). Microphone and Sound Level Meter calibration in free field by a new method. XVIII Imeko World Congress. Rio de Janeiro, págs. 01-06.
- [15] Farina, A. (2007). Advancements in impulse response measurements by sine sweeps. In *Audio Engineering Society Convention 122*. Audio Engineering Society.
- [16] Freesound. Accedido en Mayo 20, 2020, en <https://freesound.org/>