



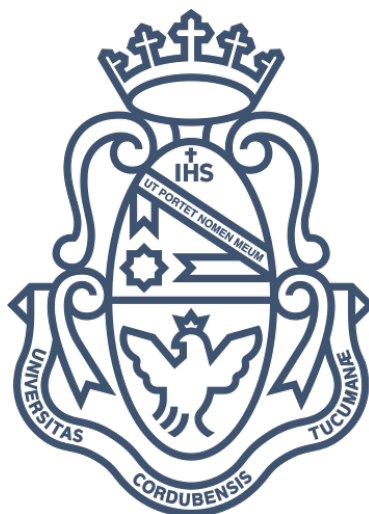
Universidad Nacional de Córdoba

Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales

Facultad de Ciencias Médicas

Ingeniería Biomédica

"Medición de ruido en unidades de terapia intensiva"



Alumnos:

Baronetto, Valentina María – 40106107

Franke, Federico – 40106633

Asesores:

Ing. Del Águila Heidenrei, Ronald

Ing. Rodriguez, Diego

Ing. Colombo, Lucas

Córdoba, Octubre de 2023

Índice

1	Agradecimientos	6
2	Resumen.....	7
2.1	Palabras Clave	7
3	Abstract	8
3.1	Keywords.....	8
4	Introducción	9
5	Objetivos	10
5.1	Objetivos generales.....	10
5.2	Objetivos específicos.....	10
6	Marco Teórico	11
6.1	El sonido	11
6.2	Presión acústica.....	11
6.3	Frecuencia	11
6.4	Características del sonido.....	11
6.4.1	Tono.....	11
6.4.2	Intensidad.....	11
6.4.3	Timbre	12
6.4.4	Duración	12
6.5	Capacidad del oído y su respuesta al sonido	12
6.5.1	El oído externo	12
6.5.2	El oído medio.....	12
6.5.3	El oído interno	12
6.6	Ruido	13
6.6.1	Tipos de ruido.....	14
6.7	Grupos vulnerables	15
6.8	Consecuencias del ruido en la salud	15
6.8.1	Discapacidad auditiva inducida por el ruido	15
6.8.2	Interferencia en la comunicación verbal.....	15
6.8.3	Alteración del sueño.....	16
6.8.4	Efectos cardiovasculares y fisiológicos.....	17
6.8.5	Efectos sobre la salud mental	18
6.8.6	Efectos sobre el rendimiento	18
6.9	Unidad de Terapia intensiva.....	18
7	Problemática	20
7.1	Antecedentes	21

8	Desarrollo	23
8.1	Medidor de nivel sonoro	23
8.1.1	Definición	23
8.2	Circuito	26
8.2.1	Micrófonos/sensor	26
8.2.2	Características.....	27
8.2.3	Tipos de micrófonos.....	27
8.2.4	LM393.....	30
8.2.5	MAX4466.....	30
8.2.6	INMP441.....	31
8.3	Placa controladora	33
8.3.1	Arduino.....	33
8.3.2	Wemos	34
8.3.3	NodeMCU	35
8.4	Programación	36
8.4.1	Arduino IDE.....	36
8.4.2	Librerías	37
8.4.3	Thing Speak	38
8.5	Prototipo	41
8.6	Normas	50
8.6.1	Guidelines for Community Noise 1999, OMS.....	50
8.6.2	ANSI S1.4 Specifications for Sound Level Meters.....	51
8.7	Análisis Económico	52
8.8	Implementacion	52
8.9	Resultados	54
9	Propuestas a futuro.....	72
10	Conclusiones.....	76
11	Bibliografía y Referencias	77
12	Anexos.....	79
12.1	Anexo I: Validación del prototipo.....	79
12.2	Anexo II: Código	80

Índice de ilustraciones

Ilustración 1 Esquema del oído humano.....	13
Ilustración 2 Comparativa de niveles de ruido.....	14
Ilustración 3 Fases del sueño.....	16
Ilustración 4: Afección en pacientes.....	20
Ilustración 5 Impacto del ruido en la jornada laboral	21
Ilustración 6 Sonómetro CESVA.....	23
Ilustración 7 Sonómetro	24
Ilustración 8 Curvas de Fletcher y Munson,	24
Ilustración 9 Curvas de ponderación A, C y Z	25
Ilustración 10 Esquema de un micrófono.....	27
Ilustración 11 Microfono Cardioide.....	28
Ilustración 12 Micrófono omnidireccional	29
Ilustración 13 Micrófono bidireccional	29
Ilustración 14 Sensor LM393	30
Ilustración 15 Sensor MAX4466	31
Ilustración 16 Sensor INMP441	31
Ilustración 17 Arduino UNO	33
Ilustración 18 WEMOS D1 Mini	34
Ilustración 19 NodeMCU ESP32	35
Ilustración 20 Logo Arduino	37
Ilustración 21 Logo ThingSpeak.....	39
Ilustración 22 Funcionamiento de ThingSpeak	39
Ilustración 23 Tableros de ThingSpeak.....	40
Ilustración 24 Esquemático de primer prototipo	41
Ilustración 25 Shield OLED.....	42
Ilustración 26 Montaje inicial en protoboard.....	42
Ilustración 27 Pantalla de aplicación.....	43
Ilustración 28 Ícono de aplicación.....	43
Ilustración 29 Montaje de calibración.....	44
Ilustración 30 Medidor patrón en funcionamiento.....	44
Ilustración 31 Generador de ruido patrón	45
Ilustración 32 Experiencia de calibración.....	45
Ilustración 33 Bruel & Kjaer 2270 g4.....	46
Ilustración 34 Power DC shield.....	47
Ilustración 35 Placa de cobre	47
Ilustración 36 Prototipo montado en placa de cobre	48
Ilustración 37 Esquemático del prototipo	49
Ilustración 38 Caja realizada con impresión 3D	50
Ilustración 39 Montaje final	50
Ilustración 40 Plano UTI.....	53
Ilustración 41 Etapa 1 de medición	55
Ilustración 42 Posición del prototipo	56
Ilustración 43 Nivel de ruido en la repetidora etapa 1.....	56
Ilustración 44 Nivel de ruido en la central etapa 2	57
Ilustración 45 Valores max y min	57
Ilustración 46 Histograma central vs repetidora.....	58
Ilustración 47 Horario de visita	58
Ilustración 48 Análisis nocturno	59
Ilustración 49 Etapa 2 habitación doble puerta vs repetidora.....	60
Ilustración 50 Posición del prototipo	61

Ilustración 51 Nivel de ruido habitación doble puerta.....	62
Ilustración 52 Nivel de ruido repetidora	62
Ilustración 53 Histograma habitación doble puerta - repetidora	63
Ilustración 54 Etapa 2 habitación doble vs repetidora.....	63
Ilustración 55 Posición del prototipo	64
Ilustración 56 Nivel de ruido en habitación doble	64
Ilustración 57 Nivel de ruido repetidora	65
Ilustración 58 Histograma habitación doble - repetidora	65
Ilustración 59 Etapa 2 cortinado vs repetidora	66
Ilustración 60 Posición del prototipo	66
Ilustración 61 Nivel de ruido cama del cortinado	67
Ilustración 62 Nivel de ruido repetidora	67
Ilustración 63 Histograma cortinado - repetidora.....	68
Ilustración 64 Etapa de medición 2 habitación simple vs repetidora	68
Ilustración 65 Posición del prototipo	69
Ilustración 66 Histograma habitación simple - repetidora.....	69
Ilustración 67 Día de semana vs fin de semana	70
Ilustración 68 Ejemplo de cartelería 1.....	72
Ilustración 69 Ejemplo de cartelería 2.....	72
Ilustración 70 Ejemplo de cartelería 3.....	73
Ilustración 71 Ejemplo de cartelería 4.....	73
Ilustración 72 Ejemplo de dispositivo llamador	74
Ilustración 73 Ejemplo de dispositivo llamador 2	74
Ilustración 74 Oreja visual 1	75
Ilustración 75 Oreja visual 2	75

Índice de Tablas

Tabla 1 Comparativa entre sensores.....	32
Tabla 2 Comparativa placas de desarrollo	36
Tabla 3 Calibración	46
Tabla 4 Medición de ruido de fondo	46
Tabla 5 Análisis económico	52

1 Agradecimientos

Queremos agradecer a todas las personas que nos han acompañado en este viaje académico. Sin su apoyo, este logro no habría sido posible.

A nuestras familias, amigos, profesores y compañeros de estudio: gracias por su apoyo y contribuciones a lo largo de esta travesía. Su apoyo ha sido invaluable.

Este logro es resultado del apoyo y la influencia positiva de todos ustedes. Estamos agradecidos por su apoyo inquebrantable.

2 Resumen

En el presente trabajo se aborda una investigación de vital importancia en el ámbito de la salud, centrada en la medición de ruido en las Unidades de Terapia Intensiva (UTI). El entorno sonoro en las UTIs desempeña un papel fundamental en la recuperación de los pacientes y en el bienestar de los profesionales de la salud que trabajan en estas unidades. Por lo tanto, la evaluación y control del nivel de ruido se convierte en un aspecto crítico.

El objetivo principal de este estudio es analizar y cuantificar la exposición al ruido en las UTIs de un centro hospitalario específico, con el fin de proponer estrategias para su reducción. Para llevar a cabo esta investigación, se diseñó un prototipo con las características necesarias para la realización del estudio.

A partir de los resultados hallados, se proponen medidas y recomendaciones para reducir el ruido en las UTIs, mejorando así el ambiente de atención y promoviendo una recuperación más efectiva de los pacientes.

Este trabajo no solo contribuirá al conocimiento sobre la influencia del ruido en el entorno hospitalario, sino que también brindará información valiosa para la toma de decisiones en la gestión de la calidad asistencial en las UTIs, mejorando la experiencia de pacientes y profesionales de la salud en un lugar donde el silencio y la tranquilidad son cruciales para la recuperación y el cuidado óptimo.

2.1 Palabras Clave

Medidor de nivel sonoro - Ruido – Unidad de Terapia intensiva

3 Abstract

This paper deals with research of vital importance in the health field, focused on the measurement of noise in Intensive Care Units (ICUs). The sound environment in ICUs plays a fundamental role in the recovery of patients and in the well-being of health professionals working in these units. Therefore, the evaluation and control of the noise level becomes a critical aspect.

The main objective of this study is to analyze and quantify noise exposure in the ICUs of a specific hospital center, in order to propose strategies for its reduction. To carry out this research, a prototype with the necessary characteristics for the study will be designed.

Based on the results found, measures and recommendations will be proposed to reduce noise in the ICUs, thus improving the care environment and promoting a more effective recovery of patients.

This work will not only contribute to knowledge about the influence of noise in the hospital environment, but will also provide valuable information for decision making in the management of the quality of care in the ICUs, improving the experience of patients and health professionals in a place where silence and tranquility are crucial for recovery and optimal care.

3.1 Keywords

Sound Level Meter – Noise – Intensive Care Unit

4 Introducción

En las Unidades de Terapia Intensiva (UTI), los pacientes se enfrentan a diario a una serie de estímulos que no contribuyen a su recuperación. Los pacientes ingresados en una UTI suelen ser personas enfermas, con afecciones que les impiden llevar una vida normal. A menudo están sedados y requieren soporte vital, y sus enfermedades pueden variar en gravedad. El paso de un paciente por una UTI se considera una experiencia traumática, y esta experiencia se ve agravada por factores como la dificultad para distinguir el ciclo circadiano, la limitación de la movilidad, el aislamiento social y el ruido, entre otros. La combinación de estos factores puede generar estrés, psicosis y delirio, siendo este último especialmente preocupante ya que se ha asociado con estancias hospitalarias más largas e incluso tasas de mortalidad más altas.

El ruido es un problema significativo en las UTIs y se ha relacionado con alteraciones en el sueño, delirio y vulnerabilidad. Se mide en decibelios (dB), una escala logarítmica ponderada en frecuencia que refleja la sensibilidad de la audición humana a las frecuencias medias y altas, y se corresponde estrechamente con la percepción subjetiva de la intensidad del ruido. La Organización Mundial de la Salud (OMS), en 1999 estableció directrices para el ruido en entornos hospitalarios que indican que el ruido de fondo no debe superar los 35 dB en promedio y que, durante la noche, los picos no deben superar los 40 dB. Sin embargo, estudios [9], [10] han demostrado que los niveles de ruido promedio en las UTIs suelen oscilar entre 50 y 60 dB, sin mostrar mejoras durante la noche.

Este trabajo se llevó a cabo con el propósito de analizar los niveles de ruido en una unidad de terapia intensiva específica, utilizando un prototipo diseñado para este fin.

5 Objetivos

5.1 Objetivos generales

En el presente proyecto integrador se propone desarrollar un prototipo que permita realizar la medición de los niveles de ruido en la Unidad de Terapia Intensiva del Sanatorio Allende, sede Nueva Córdoba. El sensor a utilizar en el presente proyecto deberá detectar los niveles de ruido audibles por el ser humano, es decir de 20Hz a 20KHz.

5.2 Objetivos específicos

Para alcanzar los objetivos generales se establecieron los siguientes objetivos específicos:

- Adquirir conocimientos sobre el efecto del ruido en Terapia Intensiva.
- Elegir los sensores y controladores adecuados para registro de información.
- Transferir datos de manera eficiente desde el microcontrolador a una nube, a fin de generar un registro de los datos obtenidos.
- Construir un prototipo funcional.
- Procesar los datos para una fácil visualización y diagnóstico.
- Proponer acciones para mitigar el ruido.

6 Marco Teórico

6.1 El sonido

El sonido se puede definir como una sensación producida en el oído mediante movimientos vibratorios de los cuerpos, propagados por un medio elástico sólido, líquido o gaseoso. Se puede desglosar el sonido en dos aspectos. El primero como un proceso físico en el cual se produce la propagación del sonido, y el segundo, puede ser considerado como un proceso fisiológico, produciéndose este en el interior del oído y en consiguiente el cerebro.

6.2 Presión acústica

Al producirse un sonido, la presión del medio mediante el cual este se transmite se ve levemente alterada por un incremento o disminución de la misma en pequeñas fracciones de segundo. Dicha alteración es denominada presión sonora o acústica, teniendo esta como unidad de medida el Pascal [Pa]. El oído humano posee un rango audible comprendido entre los 20 μ Pa y 20Pa.

La escala de sensación sonora del oído humano se encuentra lejos de una función lineal, ya que este no percibe la misma variación de niveles en las diferentes escalas ni en las diferentes bandas de frecuencia. Es por esto que para aproximarse a la percepción real que posee el oído humano se toma una función logarítmica, donde el Decibelio (dB) se define como una unidad logarítmica para expresar la magnitud del cambio de nivel sonoro o de una señal eléctrica, o bien electromagnética. El oído humano tiene la capacidad de percibir, distinguir y soportar sonidos entre los 0 dB y los 120 dB.

6.3 Frecuencia

Otro factor a ser tenido en cuenta a la hora de hablar del sonido es el de la frecuencia, esta vendrá dada por la cantidad de vibraciones por segundo realizadas por el objeto determinado. Es decir, la cantidad de ciclos por segundo. Su unidad de medida es el Hertzio (Hz)

6.4 Características del sonido

El sonido puede caracterizarse a través del tono, el timbre, la intensidad y la duración.

6.4.1 Tono

El tono está estrechamente relacionado con la frecuencia de la onda del sonido, a mayor frecuencia se dan los sonidos más agudos y a menor frecuencia se encuentran los sonidos más graves.

Los límites audibles que el oído humano responde están a frecuencias entre 20 Hz y 20.000 HZ, pero estos límites varían de acuerdo al individuo; es decir, a medida que una persona envejece, pierde la capacidad de escuchar las frecuencias más altas. [1]

6.4.2 Intensidad

También conocida como amplitud, indica la potencia con la que se producen las vibraciones. Este concepto permite diferenciar las diferentes magnitudes del sonido, a mayor amplitud de onda más fuerte será el sonido.

6.4.3 Timbre

El timbre es un concepto multidimensional. Las tres dimensiones del mismo son la armonicidad, la impresión espectral y la definición auditiva. Esta cualidad del sonido permite diferenciar dos sonidos de igual frecuencia e intensidad proveniente de la misma fuente emisora.

6.4.4 Duración

Se define como el intervalo temporal durante el cual el sonido persiste sin discontinuidad.

6.5 Capacidad del oído y su respuesta al sonido

El oído humano posee la capacidad de transformar ondas sonoras en señales eléctricas que son interpretadas por el cerebro. Podría decirse que el oído humano posee un mecanismo de funcionamiento similar al de un micrófono, el cual recepta ondas sonoras mediante un diafragma produciendo vibraciones y luego convirtiéndolas en señales eléctricas.

Tres estructuras principales comprenden el oído humano: el oído externo, el oído medio y el oído interno, Cada una de ellas cumple una función a la hora de la interpretación del sonido.

6.5.1 El oído externo

Comprendido por el pabellón y el conducto auditivo donde se transmite la onda sonora, hasta llegar al tímpano. Este último vibra de acuerdo a la frecuencia e intensidad de las ondas que lo alcanzan.

6.5.2 El oído medio

Formado por una cadena de 3 huesecillos: el martillo, el yunque y el estribo. Su función es transmitir las vibraciones provenientes del tímpano, con destino final en el oído interno.

6.5.3 El oído interno

En él se encuentra la perilinfa, líquido encargado de transformar las vibraciones provenientes de la onda sonora en señales eléctricas para luego enviarlas al cerebro.

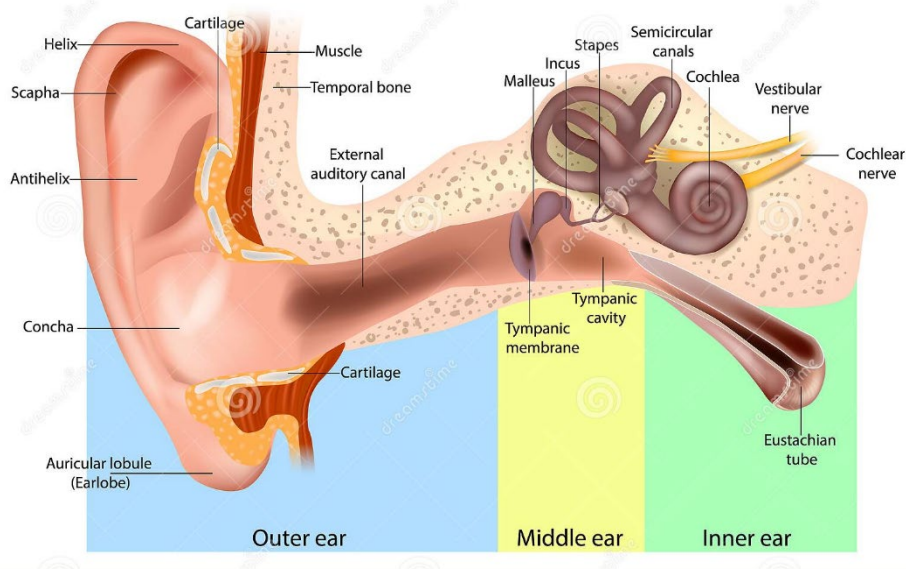


Ilustración 1 Esquema del oído humano

6.6 Ruido

Desde el punto de vista físico no hay distinción entre sonido y ruido: el sonido es una percepción sensorial evocada por procesos fisiológicos en el cerebro auditivo. El complejo patrón de las ondas sonoras se clasifica perceptivamente como "Gestalts" y se etiquetan como ruido, música, habla, etc. En consecuencia, no es posible definir el ruido exclusivamente a partir de los parámetros físicos del sonido.

En su lugar, es una práctica común definir el ruido simplemente como un sonido no deseado. Sin embargo, en muchos casos el ruido puede afectar negativamente a la salud en forma de energía acústica [[2]

Podría decirse que el sonido se vuelve ruido cuando:

- No permite la comunicación de manera fluida
- Interfiere el proceso de pensamiento y la concentración
- Obstaculiza actividades laborales u ocio
- Presenta una posibilidad de daño auditivo

El nivel de ruido se mide igual que el sonido, en decibelios (dB). Los sonidos inferiores a 75-80 decibelios son seguros, incluso tras una exposición prolongada y repetida. Pueden ser escuchados todo el día, todos los días y no ocurrirá ningún daño. Sin embargo, los sonidos superiores a 85 decibelios no son seguros.

El límite de seguridad para los sonidos de 85 decibelios es de 8 horas de exposición. Cuanto más fuerte sea el sonido, menor será el tiempo de exposición aceptable. Un sonido de 100 decibelios sólo es seguro durante un máximo de 15 minutos[3]

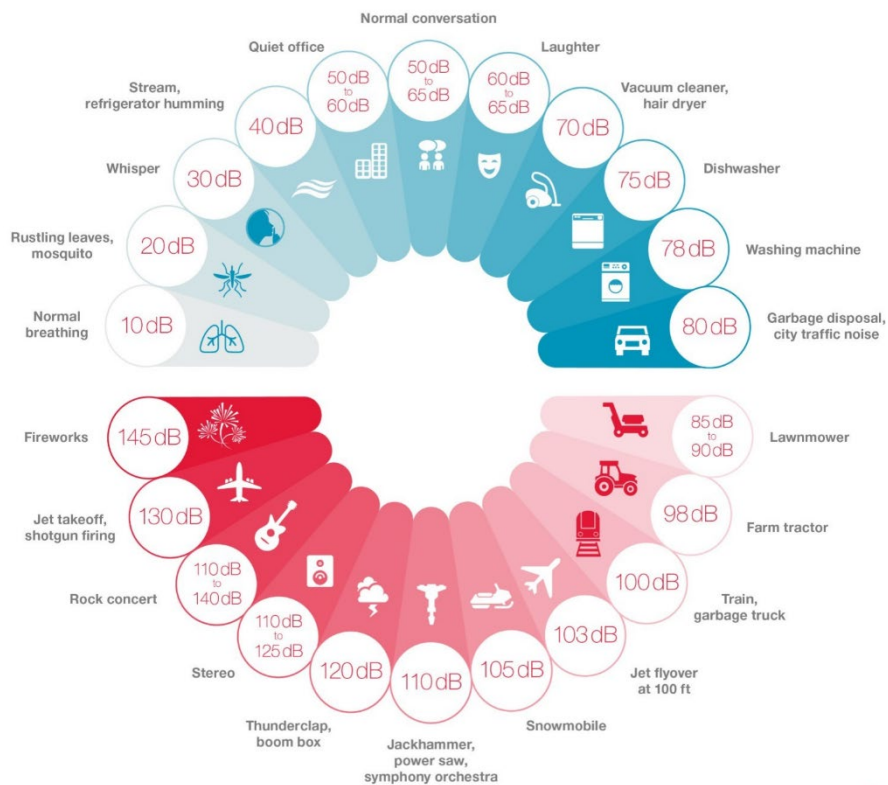


Ilustración 2 Comparativa de niveles de ruido

6.6.1 Tipos de ruido

Se pueden realizar dos clasificaciones de tipos de ruido:

1. De acuerdo a la intensidad y el periodo del mismo
2. De acuerdo a la frecuencia

Tipos de ruido de acuerdo intensidad y periodo:

- Ruido fluctuante: es aquel que fluctúa, es decir cuya intensidad varía a lo largo del tiempo, estas variaciones pueden ser periódicas o aleatorias.
- Ruido impulsivo: es aquel cuya intensidad aumenta de manera brusca durante un impulso. La duración de dicho impulso es breve, en comparación con el tiempo que transcurre entre un impulso y otro. Suele ser bastante más molesto que el ruido continuo.

Tipos de ruido de acuerdo a la frecuencia:

- Ruido blanco: se caracteriza por su distribución uniforme en el espectro audible (20 Hz a de 20 kHz). Es decir, es un ruido cuya respuesta en frecuencia es plana, lo que significa que su intensidad (amplitud de sonido) es constante para todas las frecuencias [4]
- Ruido rosa: es aquel que se genera por frecuencias aleatorias y de forma impredecible debido a que ningún valor dependerá del anterior ni del próximo. El ruido rosa se lo usa mucho en las mediciones acústicas con el fin de equalizar salas y habitaciones para la mejora de la fidelidad del sonido. Los ejemplos de ruido rosa más comunes son los que

se generan en salas de estudios, salas de computación, el sonido de altavoces y de equipos de sonido [1]

- Ruido marrón: ruido compuesto principalmente por frecuencias graves y medias.

6.7 Grupos vulnerables

El ruido es un fenómeno que afecta a todos los individuos. Sin embargo, existen personas que son más susceptibles a ciertos estímulos sonoros. Este grupo incluye a personas de edad avanzada, que padezcan depresión, con problemas cognitivos, individuos que estén realizando tareas complejas, ciegos, niños y personas con problemas de audición.

Las personas con problemas auditivos son las más afectadas en lo que respecta a la inteligibilidad del habla, ya que el ruido genera interferencia en la comprensión del receptor.

A partir de los 40 años de edad, las personas suelen mostrar una menor capacidad para comprender mensajes orales difíciles con escasa redundancia lingüística [5].

6.8 Consecuencias del ruido en la salud

Un efecto adverso del ruido se define como un cambio en la morfología y la fisiología de un organismo que da lugar a un deterioro de la capacidad funcional, o a un deterioro de la capacidad para compensar el estrés adicional, o que aumenta la susceptibilidad de un organismo a los efectos nocivos de otras influencias ambientales. Esta definición incluye cualquier disminución temporal o a largo plazo del funcionamiento físico, psicológico o social de los seres humanos o de los órganos humanos [5].

Las consecuencias generadas por el ruido dependen de diversos factores como la edad, condiciones previas, uso de fármacos o drogas, entre otras. Dentro de los posibles inconvenientes que puede generar el ruido en la salud se encuentran la discapacidad auditiva inducida por el ruido, interferencia en la comunicación verbal, alteración del sueño, efectos cardiovasculares y fisiológicos, efectos sobre la salud mental, efectos sobre el rendimiento y reacciones de molestia.

6.8.1 Discapacidad auditiva inducida por el ruido

La discapacidad auditiva se define como la disminución o pérdida de la capacidad para oír del aparato auditivo. Entre las formas de diagnóstico de dicha discapacidad predomina la audiometría, la cual se centra en el estudio del funcionamiento del oído interno.

Los primeros cambios morfológicos suelen darse en las células ciliadas internas y externas de la cóclea, donde los estereocilios se fusionan y se doblan. Tras una exposición más prolongada, desaparecen las células ciliadas externas e internas relacionadas con la transmisión de sonidos de alta frecuencia [5].

El riesgo de sufrir una discapacidad auditiva inducida por el ruido puede aumentar cuando la exposición al ruido se combina con la exposición a vibraciones, el uso de fármacos ototóxicos o algunas sustancias químicas [5].

6.8.2 Interferencia en la comunicación verbal

Las interferencias del ruido en la comprensión del habla dan lugar a un gran número de inconvenientes, tales como problemas de concentración, fatiga, inseguridad y falta de confianza en sí mismo, irritación, malentendidos, disminución de la capacidad de trabajo, problemas de relaciones humanas y una serie de reacciones de estrés [2] Ciertos grupos poblacionales se ven afectados por dicho problema, como los adultos mayores, niños que se encuentran en proceso de aprendizaje de lectura y habla, individuos que no comprenden el idioma, etc.

La interferencia del habla es un proceso de enmascaramiento, en el que el ruido simultáneo e interferente hace que el habla sea incapaz de ser entendida [2]

6.8.3 Alteración del sueño

El sueño ininterrumpido es un requisito para el buen funcionamiento fisiológico y mental de las personas. El sueño puede ser dividido en principalmente dos etapas: sueño REM y no REM.

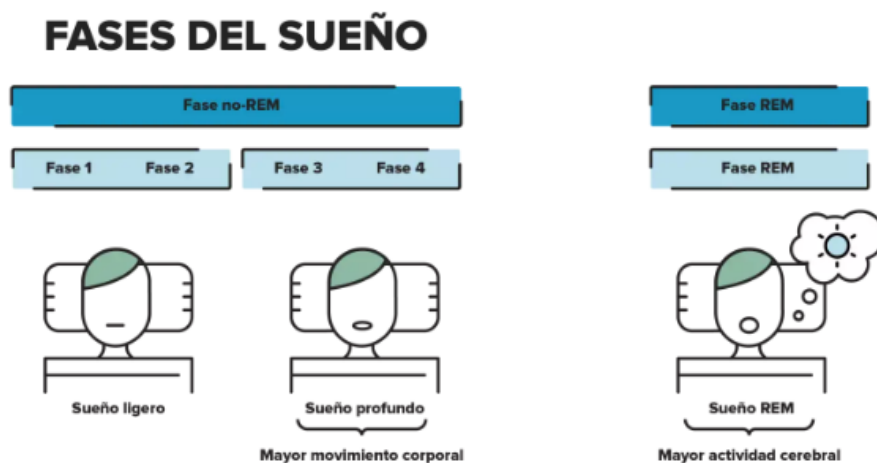


Ilustración 3 Fases del sueño

La fase no REM es aquella considerada como tranquila o de descanso. En ella, la actividad cerebral, la respiración y la frecuencia cardíaca de la persona se tornan más lentas, la temperatura corporal baja, los músculos se relajan y los movimientos oculares se detienen. Este tipo de sueño desempeña una función importante para ayudar al cuerpo a reparar tejidos, reconstruir huesos y músculos y fortalecer su sistema inmunológico [6] Esta etapa puede dividirse a su vez en cuatro:

- N1: Adormecimiento o sueño ligero.
- N2: Sueño ligero que dura el 50% del total.

- N3: Transición a sueño profundo que apenas dura 3 minutos.
- N4: Sueño Delta que dura el 25% del tiempo total. En esta etapa se determina la calidad de nuestro descanso. La actividad cerebral es más lenta y la muscular, está limitada.

La fase REM (movimientos oculares rápidos) es una fase de sueño profundo en la que el cerebro está muy activo, el tronco cerebral bloquea las neuronas motrices por lo que la persona no se puede mover. Es en esta fase cuando se sueña. Se considera que el sueño REM participa en el proceso de memoria y aprendizaje [7]

En un adulto sano joven el sueño no REM ocupa aproximadamente el 75% del tiempo y el REM el 25% restante.

Las anomalías del sueño son frecuentes y poco reconocidas en los pacientes hospitalizados. La restricción del sueño es frecuente y puede tener efectos conductuales y fisiológicos indeseables. El patrón general de anomalías polisomnográficas observadas en pacientes hospitalizados es la reducción del tiempo total de sueño, de los estadios REM (movimientos oculares rápidos) y N3 (ondas lentas) y el aumento del porcentaje del estadio N1. El sueño también es fragmentado, con más despertares. Múltiples factores son responsables de la interrupción del sueño en pacientes hospitalizados e incluyen el ruido ambiental. También se han observado anomalías en la secreción de melatonina que conducen a alteraciones del ritmo circadiano. Los pacientes hospitalizados también pueden presentar síntomas de apnea obstructiva del sueño [8]

La alteración del sueño es muy frecuente en los pacientes hospitalizados. Esta puede ser aguda o crónica, total o parcial, y acumulativa. Existen pruebas de que la pérdida de sueño provoca efectos conductuales y fisiológicos indeseables. Se ha demostrado que los sujetos sanos privados de sueño presentan efectos adversos sobre el metabolismo, la somnolencia, el rendimiento, las citoquinas inflamatorias, la función inmunitaria y la función cardíaca [8]

La ventilación mecánica es una causa potencial de fragmentación del sueño en los pacientes que se encuentra hospitalizados en UTI. Se postulan múltiples mecanismos para la interrupción del sueño: los ajustes del ventilador, la disincronía del ventilador del paciente, la ansiedad, el dolor, las molestias del tubo endotraqueal, los medicamentos, las actividades de cuidado del paciente (posicionamiento, succión) y las fugas de aire debidas a la ventilación no invasiva [8]

Los principales efectos de la alteración del sueño son: dificultad en conciliar el sueño, aumento de la presión sanguínea, aumento de la frecuencia cardíaca, vasoconstricción, alteraciones en la respiración, arritmias cardíacas y aumento del movimiento corporal. Además, alteraciones en el sueño traen aparejadas consecuencias al día siguiente, como lo son dificultad de concentración, fatiga, depresión, disminución en el desempeño.

6.8.4 Efectos cardiovasculares y fisiológicos

Estudios [9], [10] realizados en trabajadores sometidos a largas exposiciones de ruido, al igual que individuos que habitan áreas donde el nivel de ruido es importante, indican que

estos pueden desarrollar inconvenientes tanto temporales como permanentes en funciones fisiológicas.

Las exposiciones agudas al ruido activan los sistemas autónomo y hormonal, provocando cambios temporales como aumento de la presión sanguínea, aumento del ritmo cardíaco y vasoconstricción. Tras una exposición prolongada los individuos susceptibles de la población general pueden desarrollar efectos permanentes, como hipertensión y cardiopatía isquémica asociadas a exposiciones a niveles elevados de presión sonora [2]

Los efectos cardiovasculares y fisiológicos son consecuencia de largas y prolongadas exposiciones a niveles de ruido no recomendados, de acuerdo a la OMS valores de entre 65-70 dB o más.

6.8.5 Efectos sobre la salud mental

La salud mental es el bienestar emocional, psíquico y social que permite llevar adelante los desafíos de la propia vida y de la comunidad en la que vivimos [11] Tal como antes se menciona, el ruido tiene un efecto disruptivo en diversos aspectos de la vida de los individuos entre ellos la salud mental. Esto predispone a que se produzcan cambios en el comportamiento de los afectados, a tal modo que puede influir en cómo se relacionan con el resto de sus pares.

Los estudios sobre los efectos adversos del ruido ambiental en la salud mental abarcan diversos síntomas, como ansiedad, estrés emocional, quejas nerviosas, náuseas, dolores de cabeza, inestabilidad, agresividad, impotencia sexual, cambios de humor, aumento de los conflictos sociales y trastornos psiquiátricos generales como neurosis, psicosis e histeria [5]

Los pacientes internados en la Unidad de Terapia Intensiva (UTI) son susceptibles a tener alteraciones de la conciencia, trastornos cognitivos, percepción y atención, siendo el ruido un factor determinante para que se produzca delirio en los pacientes. La Sociedad Argentina de Terapia Intensiva (SATI) define a delirio de la siguiente manera: alteración del nivel de conciencia, o alteración cognitiva y/o perceptual (pensamiento desorganizado), de inicio agudo y evolución fluctuante, acompañada de déficit de atención [12] Este cuadro clínico habitualmente es reversible e incluye alteraciones en la memoria, desorientación, habla confusa, alucinaciones, entre otras. A pesar de poder afectar a todos los individuos, los factores predisponentes para que se produzca el delirio son la edad de los pacientes, la severidad de la enfermedad y dosis administrada de Lorazepam. Además de los anteriores, también es importante destacar con causas de delirio a: lesiones estructurales, hipoflujo cerebral, desbalance de neurotransmisores, uso de narcóticos y anestesia, sepsis y genética.

6.8.6 Efectos sobre el rendimiento

Los escasos estudios de campo sobre los efectos del ruido en el rendimiento y la seguridad demostraron que el ruido puede producir cierto deterioro de la tarea y aumentar el número de errores en el trabajo, pero los efectos dependen del tipo de ruido y de la tarea que se realice [5]

6.9 Unidad de Terapia intensiva

La Unidad de Cuidado Intensivo (UTI) es una unidad de cuidados especiales atendida por personal médico y de enfermería, y que dispone de equipos de diagnóstico y de tratamiento adecuado para poder proporcionar a los pacientes gravemente enfermos una rigurosa

supervisión, monitoreo continuo o intermitente para detectar cambios con suficiente antelación para permitir la administración de un tratamiento óptimo y restablecer una situación fisiológica más estable que prevenga el deterioro de órganos sistémicos y la muerte del paciente.

Tipos de Unidades de Cuidado Intensivo:

- Coronarias
- Neurológicas
- Generales.
- Quemados
- Pediátricas
- Neonatal

A la Unidad de Terapia Intensiva ingresan aquellos pacientes que han llegado a una situación límite, pero reversible en el sistema cardio-respiratorio o neurológico, o pacientes en estado crítico consecuencia de una operación, de un accidente o una complicación imprevista. Solamente ingresan pacientes graves con un buen potencial de recuperación y que requieren constante ventilación mecánica, estricta vigilancia de las constantes vitales y cuidado médico y de enfermería intensivo. Los pacientes en estado terminal o con pocas posibilidades de recuperación tienen menor prioridad.

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud (OMS), el ruido en los ambientes hospitalarios puede aparejar graves problemas en el sueño, molestias y dificultad a la hora de comunicarse. Debe tenerse en cuenta que los pacientes internados en una UTI tienen una menor capacidad de lidiar con el estrés, por lo que el ruido debe disminuirse al nivel más bajo posible.

7 Problemática

El presente trabajo, tiene sus inicios en una problemática planteada por una médica de la Unidad de Terapia Intensiva (UTI) en estudio. Se buscó obtener sustento a su planteamiento mediante la utilización de una herramienta muy práctica: encuestas. Estas arrojaron resultados abrumadores sobre la situación del ruido en las Unidades de terapia Intensiva.

Las encuestas fueron realizadas a profesionales con experiencia en el servicio, pacientes que habían transitado una internación y por último familiares y/o acompañantes de estos. Se optó por tener en cuenta a estos tres grupos, debido a como se vieron afectados de diferentes maneras. Se logró tomar una muestra de 264 encuestas respondidas.

El resultado en cuanto a los trabajadores de la UTI (76 respuestas) fue sorprendente. El 89,5% de los encuestados consideraron la UTI como un lugar ruidoso. Se les preguntó a aquellos cuya respuesta era afirmativa que era lo que consideraban como principal fuente productora de ruido. El 66% indicó a los equipos médicos como la principal fuente, mientras que el 21% señaló a las conversaciones del personal y el trabajo de áreas que sustentan a la UTI.

Otro dato relevante fue que el 90,8% del personal consideró que el ruido afectaba a los pacientes.

¿Consideras que el ruido puede afectar a los pacientes?

76 respuestas

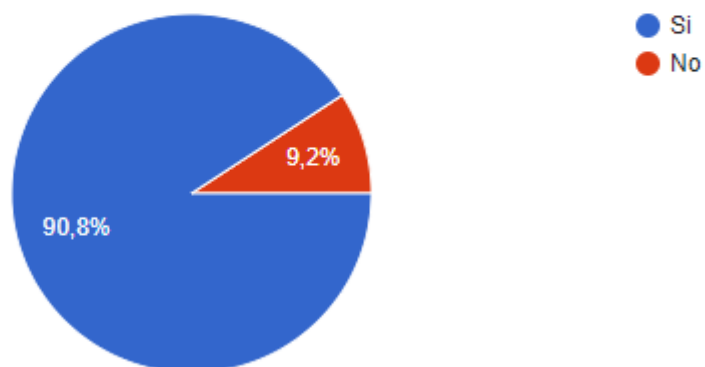


Ilustración 4: Afección en pacientes

Se solicitó a aquellos que consideraban que los pacientes se veían afectados, listarar alguna consecuencia que pudiera generarse, algunas de las obtenidas fueron:

- Delirio - alteración sueño vigilia - estrés
- Ansiedad
- Alteración del sueño
- Taquicardia
- Neurodesarrollo, calidad de descanso, manejo de ansiedad
- Estrés - insomnio
- Dificultad para conciliar el sueño. Agotamiento.

- Excitación psicomotriz, estrés, episodios de desorientación

La lista anterior es solo una pequeña porción de los resultados obtenidos, la presencia de consecuencias como estrés, alteración de sueño, irritabilidad, fueron de las más nombradas.

Se le realizaron dos preguntas más al personal de la UTI. La primera fue si la disminución del ruido podía mejorar el tránsito de un paciente por la UTI y en consecuencia su recuperación, que fue repondida de forma afirmativa en un 95%. Por último, pero no de menor importancia, se consultó si el ruido alguna vez había interferido en su jornada laboral, generando un impacto negativo en la misma. En este caso, el 71,1% consideró que su jornada se había visto afectada.

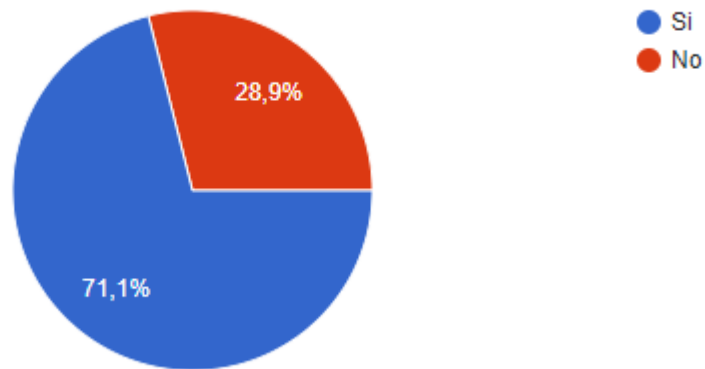


Ilustración 5 Impacto del ruido en la jornada laboral

Se contó con una muestra de 156 acompañantes de pacientes. Sus respuestas no estuvieron muy alejadas de las transmitidas por el personal. El 70% registro ruidos molestos durante su acompañamiento, considerando a los equipos médicos como los más ruidosos seguidos nuevamente por las conversaciones del personal y otras visitas.

Por último, la población de encuestados que estuvieron internados en una UTI fue pequeña (32 personas). En sus respuestas no hubo una diferencia en el resultado, consideraron su estadía en la UTI como ruidosa y con dificultad de lograr descansar debido a ruidos molestos.

7.1 Antecedentes

La medición del ruido en unidades de terapia intensiva (UTI) es un tema de creciente interés en el campo de la atención médica. Diversos estudios han abordado este tema para comprender mejor el impacto del ruido en el entorno de la UTI y cómo puede afectar tanto a los pacientes como al personal de salud.

En “Sistema de Control de Contaminación Acústica en Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales” [13], se aborda la problemática de ruido en UCI neonatal. Este proyecto mostró como el ruido puede afectar en el ámbito hospitalario y cuáles son las posibles soluciones a este inconveniente.

En “Evaluation of noise levels in intensive care units in two large teaching hospitals — a prospective observational study” [9] se evaluó los niveles de ruido en unidades de cuidados intensivos de dos grandes hospitales de enseñanza a través de un enfoque prospectivo y observacional. Se utilizaron métodos de medición precisos para recopilar datos sobre los niveles de ruido en diferentes momentos del día y en distintas áreas de la UTI. Los resultados de este estudio proporcionaron una visión general de la variabilidad del ruido en este entorno clínico y su posible impacto en la calidad de la atención al paciente.

En “Protocolos y Guías de Práctica Clínica - Delirio en la UCC” [12], se aborda la relación entre el ruido y la incidencia de delirio en la unidad de cuidados intensivos. Se examina cómo el exceso de ruido en la UTI puede contribuir al desarrollo de delirio en los pacientes y cómo esto puede afectar negativamente su recuperación y pronóstico. Además, se destacan las pautas y prácticas clínicas recomendadas para reducir el ruido en la UTI y mejorar el ambiente de atención.

“The Impact of Noise in the Intensive Care Unit” [14] investiga específicamente el impacto del ruido en la unidad de cuidados intensivos y su relación con la calidad del sueño de los pacientes. Los hallazgos de este estudio sugieren que los altos niveles de ruido pueden afectar significativamente el sueño de los pacientes ingresados en la UTI, lo que puede tener consecuencias negativas para su recuperación y bienestar general.

En conjunto, estos trabajos previos proporcionan evidencia sólida sobre la importancia de medir y abordar los niveles de ruido en las unidades de terapia intensiva. El exceso de ruido puede afectar la recuperación de los pacientes, el bienestar del personal de salud y la calidad general de la atención. Por lo tanto, la medición y la implementación de estrategias para reducir el ruido en este entorno clínico son fundamentales para mejorar los resultados de los pacientes y la experiencia del personal de salud.

Debido a lo expuesto anteriormente, es que el presente trabajo cobró sustento. La problemática planteada inicialmente se vio ampliamente respaldada por los datos obtenidos en las encuestas.

Se propuso realizar un estudio de medición de ruido en unidades de terapia intensiva, la misma se efectuó mediante el diseño e implementación de un prototipo, el cual hizo las veces de medidor de presión sonora. Para esto se tomó como referencia el trabajo de Ivan Kostoski, titulado “Sound Level Meter with Arduino IDE, ESP32 and I2S MEMS microphone”[15].

8 Desarrollo

8.1 Medidor de nivel sonoro

8.1.1 Definición

Un medidor de nivel sonoro es un dispositivo de medición utilizado para medir y cuantificar la intensidad del sonido en el ambiente. También conocido como medidor de nivel de presión sonora (SPL), se utiliza para evaluar y registrar los niveles de ruido en diferentes entornos, como áreas industriales, espacios públicos, ambientes de trabajo, unidades de terapia intensiva, entre otros.

El medidor de nivel sonoro captura las ondas sonoras del ambiente y las convierte en datos numéricos que representan la presión del sonido en decibelios (dB). El decibelio es la unidad de medida utilizada para expresar la intensidad relativa del sonido. Puede mostrar los niveles de presión sonora en tiempo real o puede registrar y almacenar los datos para su posterior análisis.

El uso de este instrumento es esencial para la evaluación del ruido y el cumplimiento de las regulaciones de seguridad y salud en muchas industrias y entornos laborales. También es una herramienta importante para monitorear el ruido ambiental en áreas urbanas y para investigaciones sobre el impacto del ruido en la salud y el bienestar de las personas.



Ilustración 6 Sonómetro CESVA



Ilustración 7 Sonómetro

Dentro de los diferentes tipos de medidor de nivel sonoro, existen aquellos que son llamados de tipo integrador, donde se puede seleccionar una curva de ponderación, para realizar una ponderación en frecuencia. Dichas curvas fueron determinadas en el año 1933 por Fletcher y Munson, también llamadas curvas de igual sonoridad o isofónicas. Las curvas isofónicas o de igual sonoridad, describen los niveles sonoros que debe alcanzar una onda sinusoidal de una determinada frecuencia, para producir la misma sensación auditiva que un tono puro de 1 kHz y un nivel de intensidad dado [16]

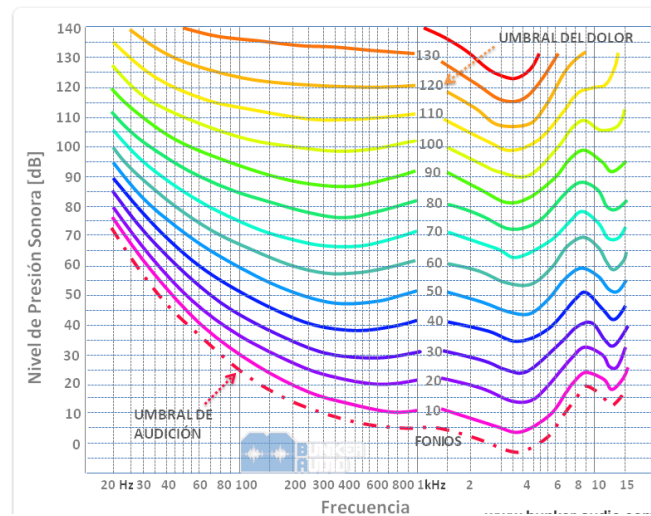


Ilustración 8 Curvas de Fletcher y Munson,

Dichas curvas representan la relación que existe entre la intensidad y la frecuencia de dos sonidos para que éstos sean percibidos como igual de fuertes por el oído, con lo que todos los puntos sobre una misma curva isofónica tienen la misma sonoridad. La sonoridad se mide en fonios y si 0 fonios corresponden a una sonoridad con una intensidad de 0 dB con una frecuencia de 1 kHz, también una sonoridad de 0 fonios podría corresponder a una sonoridad con una intensidad de 40 dB con una frecuencia de 90 Hz [17]

Dentro de estas curvas, se encuentran las curvas A, C y Z, siendo estas las más utilizadas por los medidores de nivel sonoro.

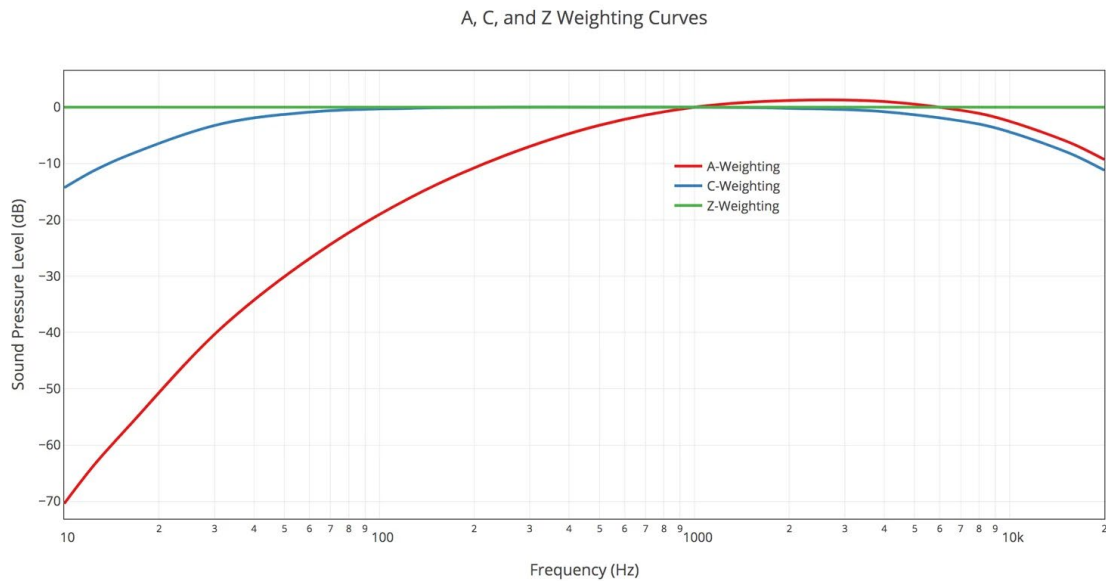


Ilustración 9 Curvas de ponderación A, C y Z

Curva de ponderación A: curva de nivel de sonoridad de 40 fon, medidas en decibelios A (dBA). Es un método de ajustar las mediciones para que coincidan con el umbral de sensibilidad del oído humano, en sus diferentes frecuencias. Se emplea para medir relaciones señales/ruido en medidas eléctricas, o en curvas de medición de aislamiento acústico. Una medida ponderada A representa a cómo oír el oído humano una señal sin ponderar a niveles cercanos a su umbral de audición, dando una importancia a las frecuencias medias relativamente alta si la comparamos con su sensibilidad en graves y agudos en el umbral [18]

Curva de ponderación C: curva de nivel de sonoridad de 100 fon, medidas en decibelios C (dBC). Es un método de ajustar las mediciones para que coincidan con el límite de sensibilidad del oído humano, en sus diferentes frecuencias. Se emplea especialmente en aislamiento acústico para dar una sobre importancia a las frecuencias bajas, y establecer con ella diferencias respecto a la ponderación A. Una medida ponderada C representa a cómo oír el oído humano una señal sin ponderar a niveles cercanos a su umbral del dolor. Es la más plana de las ponderaciones, ya que a esos niveles el tímpano está muy tenso y se comporta de una manera relativamente uniforme a todas las frecuencias [18]

Curva de ponderación Z: representa una medición del nivel de sonido sin ponderación. Se representa en decibelios Z (dBZ) [19]

Además de realizar la ponderación en frecuencia, los medidores de nivel sonoro permiten realizar una ponderación temporal. Ésta representa la velocidad con la que son tomadas las muestras. Existen cuatro posiciones normalizadas:

- Lento (slow, S): valor (promedio) eficaz de aproximadamente un segundo.
- Rápido (fast, F): valor (promedio) eficaz por 125 milisegundos. Son más efectivos ante las fluctuaciones.

- Por Impulso (impulse, I): valor (promedio) eficaz 35 milisegundos. Mide la respuesta del oído humano ante sonidos de corta duración.
- Por Pico (Peak, P): valor de pico. Muy similar al anterior, pero el intervalo es mucho más corto entre los 50 y los 100 microsegundos. Este valor sirve para evaluar el riesgo de daños en el oído, ante un impulso muy corto pero muy intenso [20]

Es esencial comprender las diferentes mediciones que los medidores de nivel sonoro pueden proporcionar, ya que cada una de ellas ofrece una perspectiva única sobre el comportamiento acústico en una ubicación determinada. Algunas de las mediciones más comunes incluyen el dB (decibelio), LAeq (nivel equivalente continuo ponderado A), LAFmax (nivel máximo continuo ponderado A), LCEq (nivel equivalente continuo ponderado C) y LCpeak (nivel de pico continuo ponderado C).

- dB: es una unidad logarítmica que se utiliza para expresar la intensidad o nivel de presión sonora en un ambiente determinado. Es una medida relativa y se utiliza para comparar la presión sonora con respecto a un valor de referencia. El oído humano tiene una respuesta no lineal a los diferentes niveles de presión sonora, por lo que el uso de decibelios permite representar de manera más precisa la percepción auditiva.
- LAeq: es una medida del nivel de presión sonora promedio en un período de tiempo específico, generalmente expresado en decibelios ponderados A (dBA). El ponderado A se aplica para que la medición tenga en cuenta la sensibilidad del oído humano a diferentes frecuencias. Esta medida es útil para evaluar el ruido ambiental durante un período prolongado, como en la evaluación de ruido en el lugar de trabajo o en zonas urbanas.
- LAFmax: es la medición del nivel máximo de presión sonora registrado durante un período de tiempo específico, normalmente en decibelios ponderados A (dBA). Esta medida es útil para identificar los picos de ruido en un ambiente y es especialmente importante en situaciones donde puede haber exposiciones momentáneas a altos niveles de ruido.
- LCEq: es similar al LAeq, pero utiliza el ponderado C en lugar del ponderado A. El ponderado C es menos sensible a las bajas frecuencias y se utiliza en situaciones donde el ruido de baja frecuencia puede ser más relevante, como en la evaluación de ruido industrial o de maquinaria.
- LCpeak: es la medición del nivel de pico de presión sonora registrado durante un período de tiempo específico, utilizando el ponderado C. Es útil para identificar los niveles máximos instantáneos de ruido en aplicaciones industriales y de maquinaria.

8.2 Circuito

8.2.1 Micrófonos/sensor

Definición

Un micrófono es un dispositivo transductor que convierte las ondas sonoras en señales eléctricas. En este proceso de conversión, se producen dos etapas de transformación energética. En la primera etapa, la onda sonora incide sobre el diafragma del micrófono, generando vibraciones mecánicas. Estas vibraciones mecánicas se transmiten a los componentes internos del micrófono. En la segunda etapa, las vibraciones mecánicas del diafragma y los componentes internos del micrófono generan una corriente eléctrica correspondiente a la variación de las vibraciones.

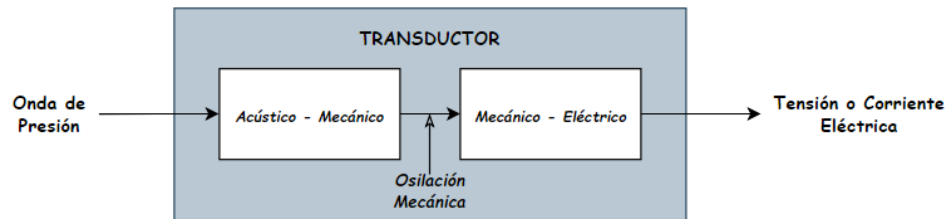


Ilustración 10 Esquema de un micrófono

8.2.2 Características

Sensibilidad: Es la capacidad que tiene el micrófono para capturar sonidos con claridad y precisión. La misma se expresa en decibeles(dB) y está relacionada con la cantidad de señal eléctrica que genera el micrófono según una determinada presión sonora.

Los niveles de presión sonora más comunes usados para medir la sensibilidad son de 94 dBspl, 74 dBspl y 0 dBspl. Las especificaciones de sensibilidad más comunes contenidas en los manuales tienen una referencia a 94dBspl.

Respuesta en frecuencia: Representa como varía la sensibilidad del micrófono respecto a la frecuencia, es decir, que conjunto de frecuencias puede captar y en consiguiente entregar corriente eléctrica. La misma puede ser plana o conformada, la diferencia recae en la uniformidad de su respuesta.

Directividad: También llamado patrón Polar, termina en qué dirección capta de manera más eficiente el sonido el micrófono, es decir, la sensibilidad según el ángulo de incidencia.

Impedancia: Es la resistencia que presenta el micrófono ante la corriente eléctrica, se mide en ohmios(Ω)

8.2.3 Tipos de micrófonos

Clasificación

Según el tipo de transductor se pueden clasificar en:

Micrófono electrostático: Este tipo de micrófono utiliza un condensador para convertir el sonido en una señal eléctrica. Las ondas sonoras provocan el movimiento oscilatorio del diafragma, lo que a su vez provoca una variación en la energía almacenada en el condensador, que forma el núcleo de la cápsula microfónica. Un tipo de micrófono condensador es él electret. Es una variante del micrófono de condensador que utiliza un electrodo (fluorcarbonato o

polycarbonato de fluoruro) laminado de plástico que al estar polarizado no necesita alimentación. Que las placas estén polarizadas significa que están cargadas a perpetuidad desde el mismo momento de su fabricación. Los micrófonos electret son robustos por lo que soportan la manipulación y además tienen como gran ventaja el que su tamaño puede ser muy reducido.

Micrófono electrodinámico: Este tipo de micrófono utiliza una bobina móvil o cinta corrugada anclada a un imán permanente para convertir el sonido en una señal eléctrica. La vibración del diafragma provoca el movimiento de la bobina o cinta, lo que genera una corriente eléctrica

Micrófono piezoeléctrico: Este tipo de micrófono utiliza las propiedades piezoeléctricas de algunas sustancias cristalinas para convertir el sonido en una señal eléctrica. Estas sustancias son capaces de generar diferencias de potencial cuando son sometidas a algún tipo de presión mecánica

Según su patrón polar pueden clasificarse en:

Cardioide: Este patrón polar tiene forma de corazón y capta el sonido principalmente desde el frente del micrófono, con menor sensibilidad en los laterales y en la parte trasera. La sensibilidad del micrófono es máxima en 0 grados y en 180 grados es poco sensible, siendo ideales cuando se presentan problemas de retroalimentación acústica, recogiendo un tercio de sonido ambiental como un omnidireccional.

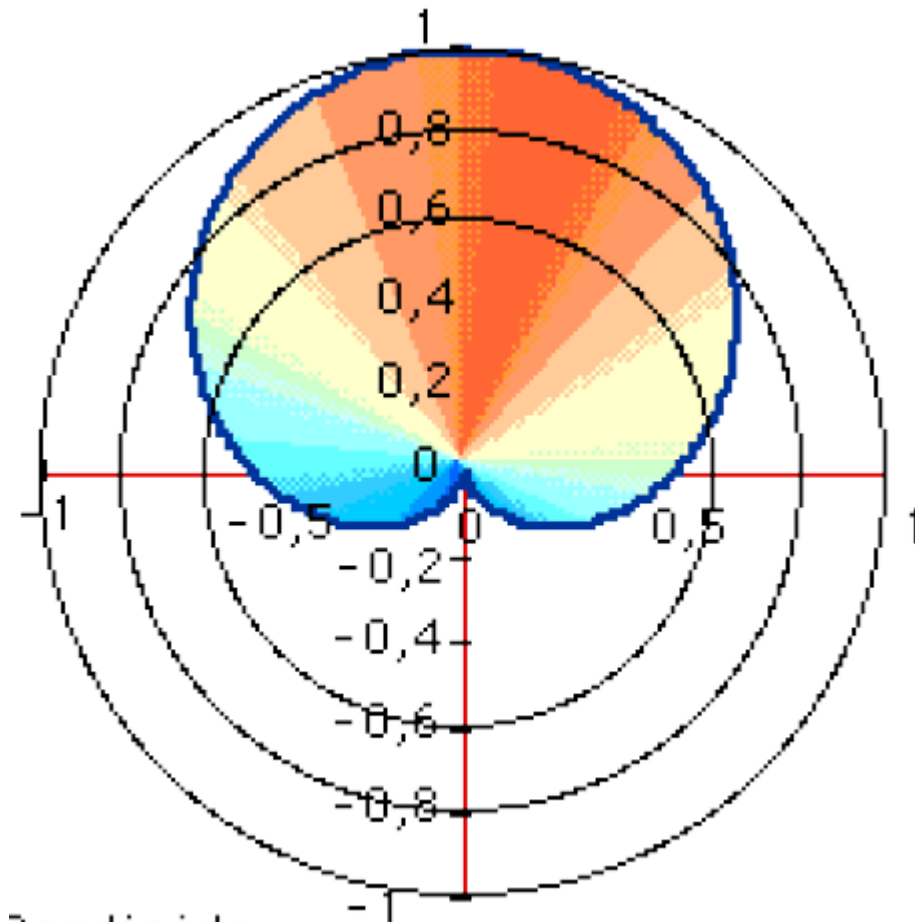


Ilustración 11 Microfono Cardioide

Omnidireccional: Este patrón polar capta el sonido en todas las direcciones, con igual sensibilidad. La sensibilidad que tiene el micrófono será igual en todos los ángulos, recogiendo una máxima cantidad de sonido ambiental.

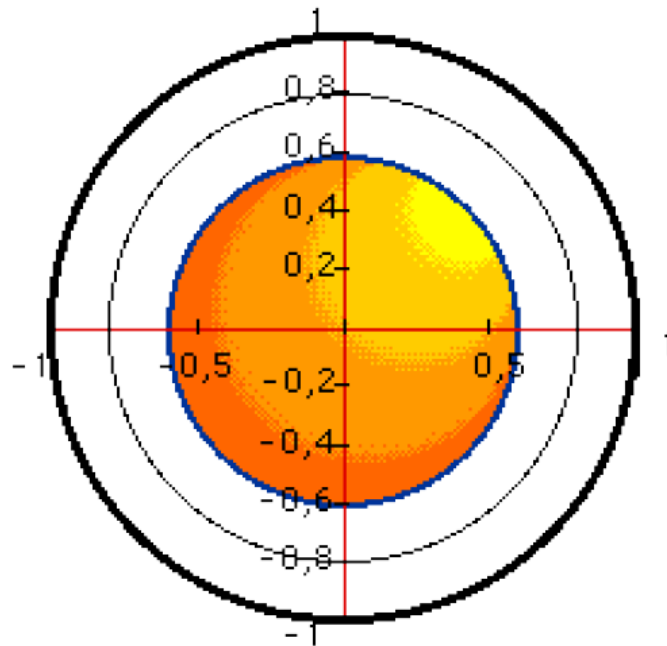


Ilustración 12 Micrófono omnidireccional

Bidireccional: Este patrón polar capta el sonido en dos direcciones opuestas, con menor sensibilidad en los laterales. La sensibilidad del micrófono será igual tanto en 0 grados como a 180 grados.

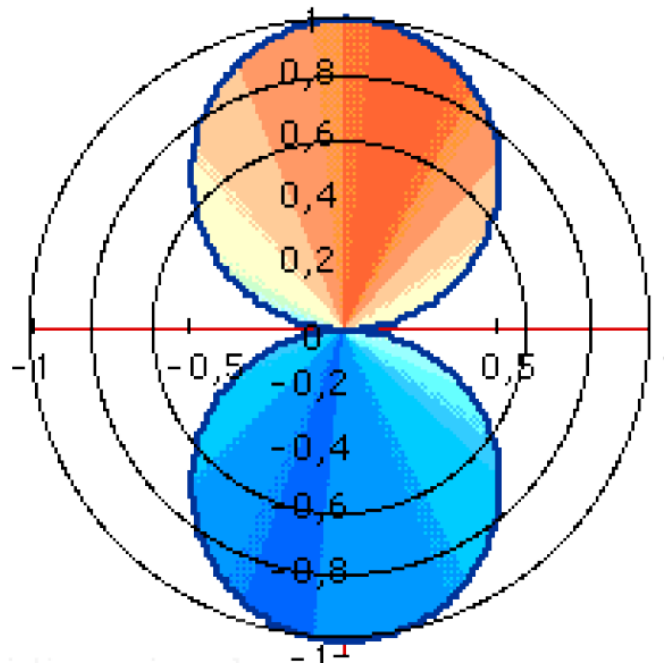


Ilustración 13 Micrófono bidireccional

A la hora de realizar el prototipo, se consideraron distintas opciones de micrófonos, estas fueron:

8.2.4 LM393

El micrófono LM393 es un micrófono de baja integración basado en el comparador LM393, que es un circuito integrado ampliamente utilizado con dos comparadores de voltaje. Es un micrófono del tipo electret condensador que opera en el rango de frecuencia de 20Hz a 20kHz. Este micrófono no incluye un amplificador interno, lo que significa que la señal de salida es de nivel de línea y generalmente de baja amplitud.

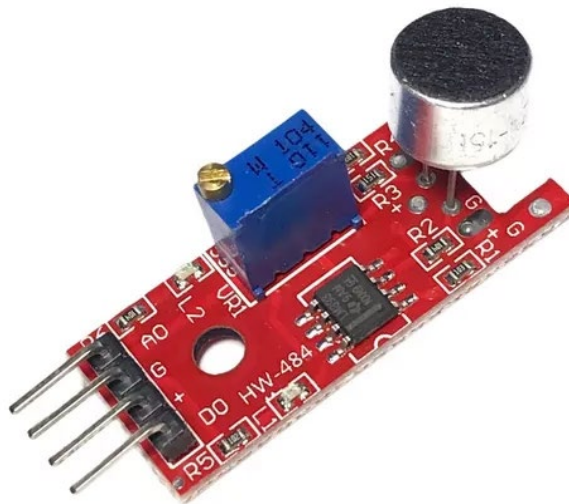


Ilustración 14 Sensor LM393

Debido a su baja integración, el LM393 es adecuado para proyectos básicos que requieran una detección simple de sonido o para aplicaciones donde se necesita un micrófono económico. Sin embargo, en proyectos donde se requiera una alta sensibilidad o donde se necesite una mayor calidad de audio, es posible que sea necesario utilizar amplificadores externos u otros circuitos para mejorar la señal.

8.2.5 MAX4466

El micrófono MAX4466 es un micrófono de nivel medio de integración, que incluye un amplificador de señal interno para aumentar la sensibilidad y el rango dinámico. Al ser un micrófono del tipo electret condensador amplificado, proporciona una mayor sensibilidad y, por lo tanto, puede capturar sonidos más suaves con mayor claridad.



Ilustración 15 Sensor MAX4466

El MAX4466 opera en el rango de frecuencia de 20Hz a 20kHz, lo que lo hace adecuado para aplicaciones de audio general y detección de sonido. Es popular en proyectos donde se requiere una mejora en la sensibilidad y el rendimiento en comparación con los micrófonos de baja integración.

8.2.6 INMP441

El micrófono INMP441 es un micrófono de alta integración, especialmente diseñado para aplicaciones de audio y grabación digital en dispositivos electrónicos. Es un micrófono del tipo electret condensador digital, lo que significa que incluye un amplificador integrado y ofrece una interfaz digital (I2S) para la transferencia directa de datos de audio digital.



Ilustración 16 Sensor INMP441

Con una sensibilidad alta y un rango de frecuencia de 50Hz a 15kHz, el INMP441 es ideal para aplicaciones de medición y análisis de audio de alta calidad. Su capacidad para proporcionar datos de audio digital sin la necesidad de amplificadores externos lo hace muy conveniente para integrarlo en sistemas que requieran una alta calidad de audio y una interfaz digital para la transmisión de datos.

Característica	LM393	MAX4466	INMP441
Tipo	Electret Condensador	Electret Condensador Amplificado	Electret Condensador Digital
Alimentación	+3.3 a +5V	+2.4V a +5V	+1.6V a +3.6V
Sensibilidad	Baja	Alta	Alta
Rango de Frecuencia	20Hz a 20kHz	20Hz a 20kHz	50Hz a 15kHz
Relación Señal/Ruido	Baja	Alta	Alta
Salida	Análoga	Análoga	Digital (Interfaz I2S)
Amplificación Interna	No	Sí	No
Consumo de Corriente	Bajo	Bajo	Bajo
Nivel de Integración ¹	Baja	Media	Alta
Compatibilidad	Ampliamente disponible	Ampliamente disponible	Específico para plataformas ESP32

Tabla 1 Comparativa entre sensores

Tras un exhaustivo análisis y comparación de distintas opciones de micrófonos, se tomó la decisión de emplear el micrófono INMP441 en el prototipo de medidor de presión sonora para entornos de terapia intensiva. Esta elección se fundamentó en una serie de consideraciones clave que hicieron del INMP441 la opción más adecuada para cumplir con los objetivos del proyecto.

En primer lugar, se descartó el micrófono LM393 debido a su nivel de integración más bajo y la falta de un amplificador interno. Aunque el LM393 es un micrófono económico y ampliamente disponible, su baja sensibilidad y la necesidad de incorporar amplificación externa hubieran añadido complejidad al diseño del prototipo.

A pesar de que el micrófono MAX4466 ofrecía un rango de frecuencia que cubría el espectro audible del oído humano, se optó por el INMP441 debido a su interfaz digital directa, que proporcionaba una ventaja significativa. El INMP441 poseía una interfaz I2S que permitía una transmisión directa de datos de audio en formato digital, evitando así la necesidad de incorporar una etapa adicional de digitalización del micrófono. Esta ventaja se alineó con el objetivo de simplificar la configuración y reducir la cantidad de componentes externos en el prototipo, lo que, a su vez, favorecía una implementación más eficiente y menos propensa a interferencias.

Además, el INMP441 contaba con un amplificador interno que mejoraba la sensibilidad del micrófono, permitiendo una óptima captura de sonidos. Este posee las características de ser de tipo piezoeléctrico y omnidireccional.

¹ El término "nivel de integración" en el contexto de los micrófonos se refiere al grado en el que las funcionalidades y componentes están integrados en un solo paquete o dispositivo. Es decir, se refiere a cuántas características y capacidades se encuentran incluidas en el propio micrófono, lo que puede variar según el tipo y modelo del micrófono.

En resumen, el micrófono INMP441 se eligió como la opción ideal para el prototipo de medidor de presión sonora en terapia intensiva debido a su interfaz digital directa, amplificación interna y compatibilidad con la plataforma de desarrollo seleccionada. La elección de este micrófono permitió cumplir con los objetivos del proyecto al simplificar la configuración, mejorar la sensibilidad y capturar datos de audio de alta calidad sin comprometer la precisión de las mediciones en el entorno hospitalario.

8.3 Placa controladora

A la hora de realizar el prototipo, se consideraron distintas opciones de placa electrónica, todas ellas hardware libre que utiliza un microcontrolador reprogramable, estas fueron:

8.3.1 Arduino

Arduino es una plataforma de código abierto, para el desarrollo de proyectos electrónicos y robóticos. Fue creada en 2005 por un grupo de estudiantes en Italia con el objetivo de proporcionar una solución accesible y fácil de usar para que cualquier persona, desde principiantes hasta expertos, pudiera diseñar y construir dispositivos interactivos.

El corazón de Arduino es una placa de desarrollo que incluye un microcontrolador, este es el encargado de procesar información y controlar otros componentes electrónicos. La placa de Arduino viene con pines de entrada y salida, lo que permite conectar sensores, actuadores y otros componentes electrónicos de forma sencilla.

Para su programación se utiliza un lenguaje basado en C/C++ que ha sido simplificado para que sea más accesible a principiantes sin experiencia previa en programación. El entorno de desarrollo de Arduino incluye una interfaz gráfica amigable que facilita la carga del código en la placa y la monitorización del comportamiento de los dispositivos conectados.

Arduino es una herramienta versátil y poderosa que ha democratizado la electrónica y la programación, permitiendo dar vida a ideas y proyectos de manera rápida y económica.

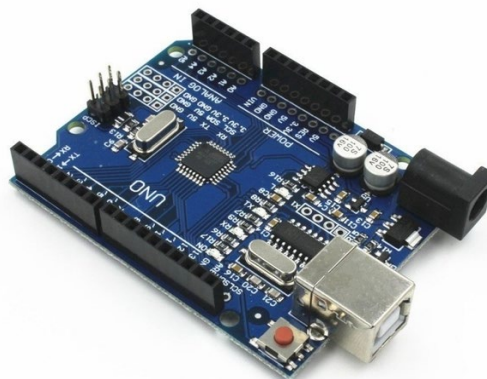


Ilustración 17 Arduino UNO

El Arduino Uno es una placa de microcontrolador de código abierto basado en el microchip ATmega328P y desarrollado por Arduino.cc.^{1 2} La placa está equipada con conjuntos

de pines de E/S digitales y analógicas que pueden conectarse a varias placas de expansión y otros circuitos. La placa tiene 14 pines digitales, 6 pines analógicos y programables con el Arduino IDE (Entorno de desarrollo integrado) a través de un cable USB tipo B.3 Puede ser alimentado por el cable USB o por una batería externa de 9 voltios, aunque acepta voltajes entre 7 y 20 voltios. [21]

8.3.2 Wemos

Wemos es una serie de placas de desarrollo basadas en el popular microcontrolador ESP8266 o ESP32, que están diseñadas específicamente para facilitar la creación de proyectos de Internet de las cosas (IoT) de forma rápida y sencilla. Estas placas son una extensión de la plataforma Arduino y están integradas con el ecosistema de desarrollo Arduino, lo que significa que se pueden programar y utilizar con el mismo entorno y lenguaje de programación.

El microcontrolador ESP8266 y ESP32, en los que se basan las placas Wemos, son altamente versátiles y ofrecen conectividad Wi-Fi y Bluetooth. Esto permite que los proyectos creados con Wemos se comuniquen con otros dispositivos o con servicios en la nube a través de Internet, lo que amplía significativamente las posibilidades de interacción y control remoto.

Wemos D1 Mini es una placa de desarrollo compacta y potente basada en el microcontrolador ESP8266, diseñada específicamente para proyectos de Internet de las cosas (IoT) y para aplicaciones que requieren conectividad Wi-Fi. Esta placa es una variante de la familia Wemos, que ha ganado popularidad debido a su facilidad de uso y versatilidad en el mundo de la electrónica conectada.

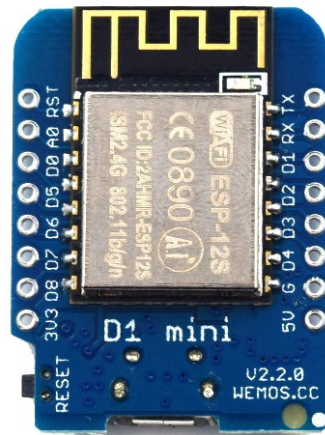


Ilustración 18 WEMOS D1 Mini

A pesar de su reducido tamaño, el Wemos D1 Mini ofrece una amplia variedad de características y funcionalidades. Cuenta con 11 pines digitales de entrada/salida (de los cuales 1 se utiliza para la comunicación de serie), 1 pin analógico, y es compatible con el protocolo de comunicación I2C. Además, incorpora un regulador de voltaje, lo que permite alimentar la placa a través de su conector micro USB o con una fuente de alimentación externa de 5V.

Una de las principales ventajas del Wemos D1 Mini es su conectividad Wi-Fi integrada, que permite que los proyectos se comuniquen con otros dispositivos o servicios en la nube a través de Internet. Esto abre un mundo de posibilidades para crear dispositivos inteligentes y sistemas de automatización que pueden ser controlados y monitoreados remotamente.

Además de su potencia y funcionalidad, otra ventaja del Wemos D1 Mini es su bajo costo, lo que lo convierte en una opción atractiva para estudiantes, entusiastas y profesionales que buscan una solución económica y eficiente para sus proyectos de IoT.

8.3.3 NodeMCU

NodeMCU ESP32 es una placa de desarrollo electrónica basada en el microcontrolador ESP32, esta placa ofrece un conjunto impresionante de características y capacidades que la hacen ideal para una amplia gama de proyectos.

El corazón de NodeMCU ESP32 es el microcontrolador ESP32, que es una evolución del exitoso ESP8266. El ESP32 es conocido por su potencia de procesamiento, abundante memoria y capacidad de conectividad inalámbrica, lo que lo convierte en una opción muy atractiva para proyectos avanzados y exigentes.

La placa NodeMCU ESP32 presenta una amplia gama de pines de entrada/salida, incluidos pines analógicos y digitales, así como interfaces SPI, I2C y UART. Esta rica conectividad permite conectar una variedad de sensores, actuadores y otros dispositivos electrónicos, lo que proporciona a los desarrolladores una gran flexibilidad para crear proyectos personalizados y complejos.

Uno de los aspectos más destacados de NodeMCU ESP32 es su capacidad de conectividad inalámbrica. Esta placa cuenta con módulos Wi-Fi y Bluetooth incorporados, lo que facilita la comunicación con otros dispositivos y servicios a través de Internet. Esta característica es fundamental para el desarrollo de proyectos de IoT, domótica y aplicaciones que requieran interconexión y control remoto.

NodeMCU ESP32 es compatible con diferentes entornos de desarrollo, como el IDE de Arduino y MicroPython, lo que permite a los usuarios programar la placa en lenguajes familiares y ampliamente utilizados. Esto es especialmente beneficioso para aquellos que ya están familiarizados con la programación en Arduino o Python, ya que les permite realizar la transición sin problemas a esta potente plataforma.

En resumen, NodeMCU ESP32 es una placa de desarrollo electrónica excepcionalmente potente y versátil. Con su microcontrolador ESP32, conectividad Wi-Fi y Bluetooth, y amplia gama de pines de entrada/salida, esta placa es ideal para proyectos de IoT, domótica, automatización y prototipado rápido. Su popularidad, capacidad de programación y comunidad activa la convierten en una opción sobresaliente para entusiastas, estudiantes y profesionales que buscan llevar sus ideas y proyectos al siguiente nivel.



Ilustración 19 NodeMCU ESP32

Características	Arduino Uno	Wemos D1 Mini	NodeMCU ESP32
Microcontrolador	ATmega328P	ESP8266	ESP32
Pines GPIO	14	11	34
Conectividad Inalámbrica	No	Wi-Fi	Wi-Fi y Bluetooth
Memoria Flash	32 KB	4 MB (ESP8266)	4 MB (ESP32)
Pines Analógicos	6	1	18
Voltaje de Operación	5V	3.3V	3.3V
Núcleos (Cores)	1	1	2 (Dual-Core)
Lenguajes de Programación	C/C++ (Arduino IDE)	C/C++ (Arduino IDE)	C/C++ (Arduino IDE)
Tamaño	Estándar	Compacto	Compacto
Compatibilidad	Amplia gama de sensores y módulos	Amplia gama de sensores y módulos	Amplia gama de sensores y módulos
Precio	Accesible	Económico	Económico

Tabla 2 Comparativa placas de desarrollo

Debido a lo expuesto anteriormente, y las diferentes capacidades y posibilidades que ofrece, se optó por elegir la placa NodeMCU ESP32, ya que la misma presentó diferentes beneficios frente a las anteriores:

- Cuenta con tecnología I2S, la cual es requerida por el micrófono seleccionado.
- Cuenta con dos núcleos, lo que permite la utilización de librerías que cuentan con funciones para realizar multitasking, lo cual fue de gran relevancia a la hora de realizar la integración temporal de los datos censados.
- Su costo es accesible y sus posibilidades ilimitadas.
- Permite la utilización tanto de WiFi como de Bluetooth, lo cual puede resultar muy interesante en trabajos futuros.
- Posee una memoria de 4MB, superior a la presentada por Arduino.
- Gran cantidad de pines GPIO, lo que permite añadir detalles en trabajos futuros, como podría ser realizar una estación que mida no solo ruido en la UTI sino diferentes parámetros, como por ejemplo humedad, temperatura, etc.

8.4 Programación

8.4.1 Arduino IDE

En el presente trabajo, se utilizó el entorno de programación de Arduino IDE (Integrated Development Environment). Este es un entorno de programación diseñado específicamente para trabajar con placas Arduino y compatibles. Es una herramienta esencial para programar y cargar código en las placas Arduino, lo que permite a los desarrolladores crear una amplia variedad de proyectos de manera sencilla y accesible.

El Arduino IDE proporciona una interfaz gráfica intuitiva que facilita el proceso de escritura, edición y depuración de código. Está basado en el lenguaje de programación C/C++. Una de las características más destacadas de Arduino IDE es su capacidad para cargar el código en las placas Arduino a través de un cable USB. Una vez que el código está escrito y listo para ser transferido a la placa, simplemente se hace clic en el botón de "subir" (upload) en el IDE, y

el código se carga automáticamente en la memoria de la placa. Esto permite que el dispositivo comience a ejecutar el programa de inmediato.



En resumen, Arduino IDE es un entorno de programación esencial para trabajar con placas Arduino. Gracias a su interfaz amigable, compatibilidad multiplataforma y soporte de la comunidad, permite a los entusiastas y desarrolladores de todos los niveles de habilidad crear proyectos electrónicos, desde los más sencillos hasta los más complejos, y así llevar sus ideas al mundo real.

8.4.2 Librerías

Una librería es una colección de funciones, rutinas o bloques de código predefinidos que facilitan la implementación de ciertas funcionalidades o tareas específicas. Estas librerías, creadas y compartidas por la comunidad de programadores, permiten a los desarrolladores aprovechar el trabajo previo y reducir el tiempo de desarrollo al reutilizar código probado y optimizado.

La programación juega un papel fundamental en el desarrollo de dispositivos electrónicos, y en el caso del presente proyecto integrador, la programación también desempeñó un papel fundamental. A lo largo del marco teórico, se abordaron diversos aspectos relacionados con el sonido, la presión acústica, el ruido y sus consecuencias en la salud, brindando un fundamento sólido para el diseño del dispositivo.

En este sentido, se presentarán y describirán en detalle cuatro librerías utilizadas para la realización del prototipo: `driver/i2s.h`, `sos-iir-filter.h`, `WiFiMulti.h` y `HTTPClient.h`. La primera, parte del entorno ESP-IDF, permitió la configuración y utilización de la interfaz I2S, fundamental para la captura de datos de audio con alta precisión. La librería `sos-iir-filter.h` fue esencial para la implementación de filtros IIR, contribuyendo a mejorar la calidad de las mediciones y la eliminación de ruido no deseado. Por otro lado, `WiFiMulti.h` permitió a la placa controladora la conexión a WiFi. Finalmente, `HTTPClient.h` posibilitó la realización de peticiones HTTP y la transmisión de los datos de medición a una plataforma en la nube, proporcionando un análisis centralizado de los resultados.

Se explicará la relevancia de cada librería y cómo se integran en el código desarrollado en el entorno Arduino IDE para la placa ESP32. Además, se mencionan las características clave de estas librerías y cómo su elección ha contribuido al logro de los objetivos de medición y análisis de ruido en el entorno hospitalario.

Librería driver/i2s.h

La librería driver/i2s.h, parte integral del entorno ESP-IDF para microcontroladores ESP32 y ESP8266 de Espressif Systems, desempeñó un papel fundamental en el proyecto. Facilitó la captura precisa de datos digitales de alta calidad, permitiendo ajustes en la configuración de la interfaz I2S, como la definición de pines, el formato de los datos y la velocidad de muestreo. Además, se aprovechó la capacidad de DMA (Direct Memory Access) para transferir datos eficientemente sin intervención directa de la CPU, mejorando el rendimiento y reduciendo la carga de procesamiento. Esta librería se optimizó específicamente para trabajar eficientemente en los microcontroladores ESP32, garantizando un rendimiento óptimo y menor consumo de energía.

En el contexto del prototipo de medidor de presión sonora, se utilizó la librería driver/i2s.h para capturar datos desde el micrófono INMP441 y convertirlos en señales digitales. Estos datos fueron procesados y analizados para medir la presión sonora ambiental en una unidad de terapia intensiva, permitiendo mediciones precisas del ruido y un análisis adecuado de los resultados.

Librería sos-iir-filter.h:

Creada por Ivan Kotvsky [15], fue fundamental en el proyecto. Habilitó la implementación de un filtro digital IIR (Infinite Impulse Response) de sección de segundo orden (SOS) específicamente diseñado para el ESP32. Los filtros IIR son utilizados para procesar señales digitales, caracterizándose por mantener memoria interna para procesar muestras anteriores de la señal de entrada. Su función principal consistió en el filtrado de señales digitales, permitiendo suavizar, atenuar o resaltar características específicas de la señal de entrada de manera efectiva en el proyecto.

Librería WiFiMulti.h:

La librería WiFiMulti.h desempeñó un papel fundamental en el código, ya que se trabajó con un módulo ESP32 que requería conectividad Wi-Fi. Facilitó la configuración y establecimiento de la conexión a una red Wi-Fi específica, garantizando una conexión confiable para el prototipo.

Librería HTTPClient.h:

La librería HTTPClient.h fue esencial en el proyecto para enviar datos de medición del prototipo a una plataforma en la nube, como ThingSpeak, mediante peticiones HTTP (GET, POST, PUT y DELETE). También permitió recibir y procesar respuestas del servidor, confirmándose así la transmisión exitosa de datos.

8.4.3 Thing Speak

A la hora de realizar la adquisición de datos, se planteó la pregunta de cómo se debería realizar el almacenamiento de los mismos. Fue así como se comenzó a considerar Thing Speak como una alternativa, ya que la misma presentaba muchas ventajas.

ThingSpeak

Ilustración 21 Logo ThingSpeak

ThingSpeak es una plataforma de Internet de las cosas (IoT) desarrollada por MathWorks. Es de código abierto, y proporciona una forma sencilla de recopilar, analizar y visualizar datos en tiempo real de dispositivos conectados y sensores distribuidos.

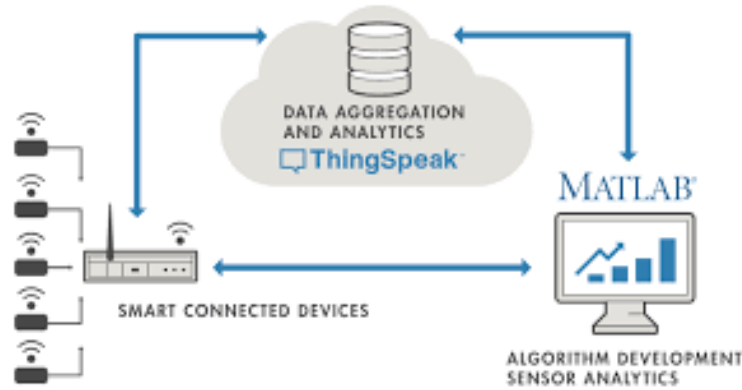


Ilustración 22 Funcionamiento de ThingSpeak

La función principal de ThingSpeak es actuar como un lugar donde almacenar datos en la nube enviados a través de dispositivos IoT, utilizando protocolos de comunicación como HTTP o MQTT. Esto permite que los datos generados por sensores, actuadores u otros dispositivos conectados se registren y almacenen de manera centralizada en la plataforma.

Una de las características más destacadas de ThingSpeak es su capacidad para visualizar los datos almacenados en forma de gráficos, tablas y widgets personalizables. Estas visualizaciones permiten a los usuarios entender y analizar los patrones y tendencias de los datos recopilados de manera intuitiva. Además, ThingSpeak ofrece un lenguaje de programación llamado "ThingSpeak Channels" que permite a los usuarios definir reglas y algoritmos para procesar los datos recibidos. Esto significa que los usuarios pueden realizar acciones automatizadas basadas en los datos recopilados, como enviar notificaciones, alertas o activar dispositivos conectados.



Ilustración 23 Tableros de ThingSpeak

Otra ventaja de ThingSpeak es su integración con otras plataformas y herramientas, lo que facilita su uso en combinación con sistemas de control, análisis de datos y aplicaciones web.

ThingSpeak es una plataforma de IoT que permite recopilar, analizar y visualizar datos en tiempo real de dispositivos conectados. Su capacidad para almacenar datos, presentar visualizaciones personalizables y ejecutar acciones basadas en reglas lo convierten en una herramienta valiosa para una amplia gama de aplicaciones, desde proyectos de monitoreo ambiental hasta soluciones de automatización del hogar.

La plataforma también permite exportar los datos adquiridos como una hoja de datos o bien exportarlos a la plataforma Matlab. Esta función permite un procesamiento de los datos de la manera en que el proyecto lo requiera.

Por todas las características y funcionalidades listadas, se decidió que la mejor alternativa para no solo almacenar los datos, sino también una manera de mostrar gráficamente los datos era Thing Speak. Para esto se requirió el uso de una red de Wifi, a la cual se encontraba conectada nuestra placa ESP32, mediante la utilización correspondiente del código.

8.5 Prototipo

Inicialmente, se planteó un primer prototipo, con una placa Wemos D1 mini y un sensor MAX4466. Con estos si bien se obtuvo un prototipo funcional, fue de gran dificultad a la hora de realizar mediciones fidedignas y contrastables. Se dificultó la integración temporal, ya que la misma requería de un nivel de programación superior, el cual no era compatible con el microcontrolador de la placa. Si bien no fue un prototipo muy funcional, el mismo permitió realizar una primera aproximación a lo que sería el prototipo final. Se pudo realizar una familiarización con el lenguaje de programación, los distintos sensores, y diferentes conceptos que fueron abordados. Se decidió descartar este sensor y placa, para lograr un prototipo final con mayores funcionalidades, aunque esto requirió adquirir una nueva placa y nuevos sensores.

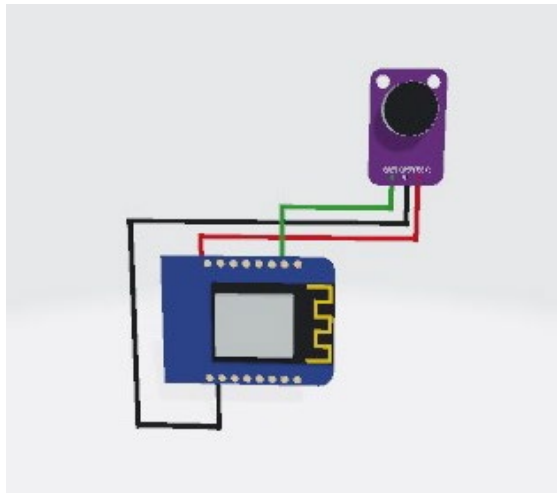


Ilustración 24 Esquemático de primer prototipo

Luego de haber realizado los análisis planteados anteriormente, se procedió al diseño del prototipo definitivo, el mismo constaba de 3 componentes fundamentales:

- Microcontrolador.
- Micrófono.
- Alimentación.

Como se habló en incisos anteriores, se optó por utilizar la placa ESP32 de NodeMCU, la misma fue montada, inicialmente, en una placa de prueba, también conocida como protoboard, logrando un primer pantallazo del funcionamiento del prototipo. Esta sirvió para realizar las primeras mediciones de prueba y realizar las calificaciones pertinentes, se le añadió a esta etapa un módulo de OLED, el cual fue añadido para poder visualizar de manera más rápida los valores adquiridos por el sensor INMP441. Se decidió agregar un OLED shield en esta instancia, para facilitar la visualización de los datos obtenidos.

A la hora de implementar el código y utilizar la plataforma ThingSpeak, se tuvo la limitación de la versión gratuita del software, la cual permitía el envío de datos cada 15 segundos a la nube. Como solución a esta restricción, se diseñó el código de tal manera que el dispositivo continuamente realizara mediciones y almacenara los datos, con el propósito de calcular el valor

máximo alcanzado durante ese intervalo de 15 segundos y, posteriormente, enviar ese valor máximo o pico a la nube. Esta elección se basó en la importancia atribuida a los valores máximos, lo que fundamentó las decisiones previamente expuestas.



Ilustración 25 Shiel OLED

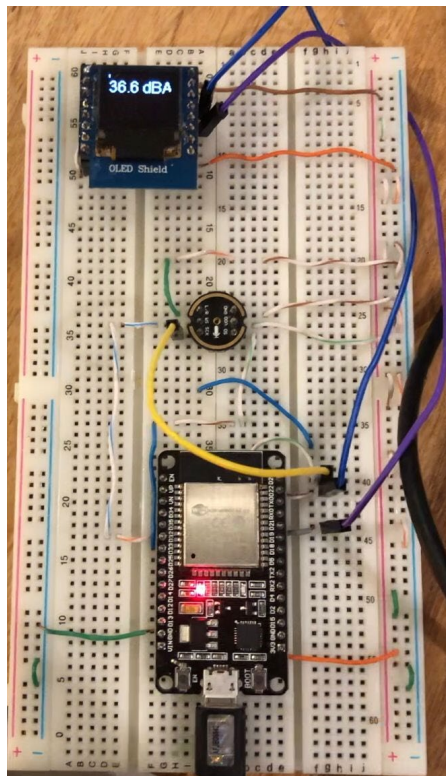


Ilustración 26 Montaje inicial en protoboard

Se realizaron diversas pruebas iniciales, en las cuales se tomaron de referencias de sonidos, como música en volúmenes altos o bien una habitación en total silencio. Las primeras comparaciones de los valores obtenidos se realizaron con la aplicación dB Volume.

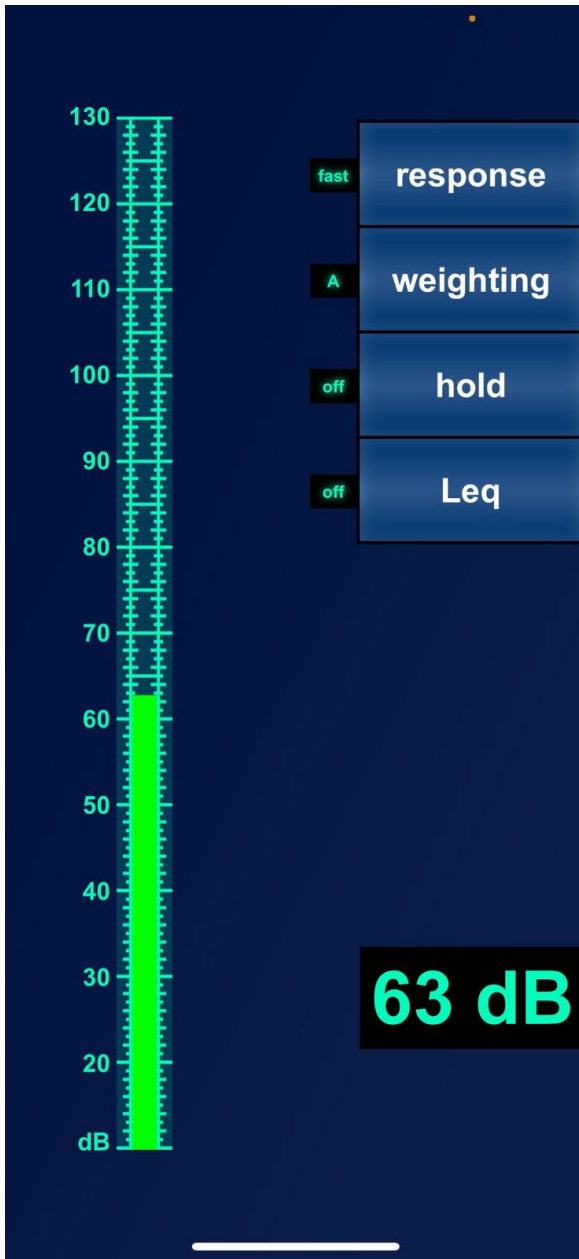


Ilustración 27 Pantalla de aplicación

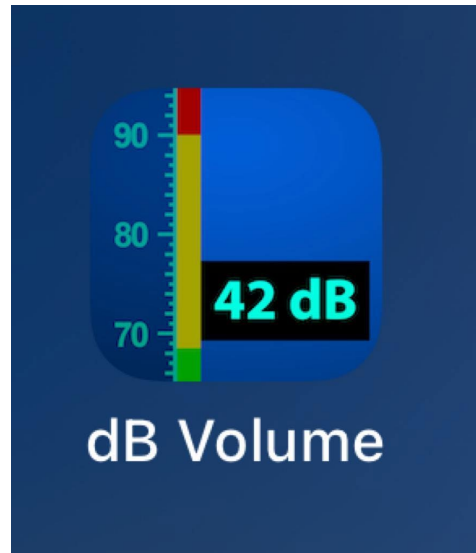


Ilustración 28 Ícono de aplicación

Dicha aplicación fue utilizada con un celular de la marca Apple, modelo Iphone X. Obteniendo valores dentro de lo esperado en un rango de ± 3 dB, se consideró que el código planteado era correcto.

Luego de obtenidos los resultados anteriores, se procedió a diagramar una instancia de calibración. Para ello, en conjunto con el ingeniero electrónico Agustín Cravero, quien se desenvuelve en el CINTRA (Centro de Investigación y Transferencia en Acústica) en la Universidad Tecnológica Nacional (UTN-FRC), se realizaron diversas pruebas. Los materiales utilizados fueron:

- Soporte
- Trípode

- Medidor de presión sonora
- Fuente de ruido con intensidad conocida
- Sala insonorizada

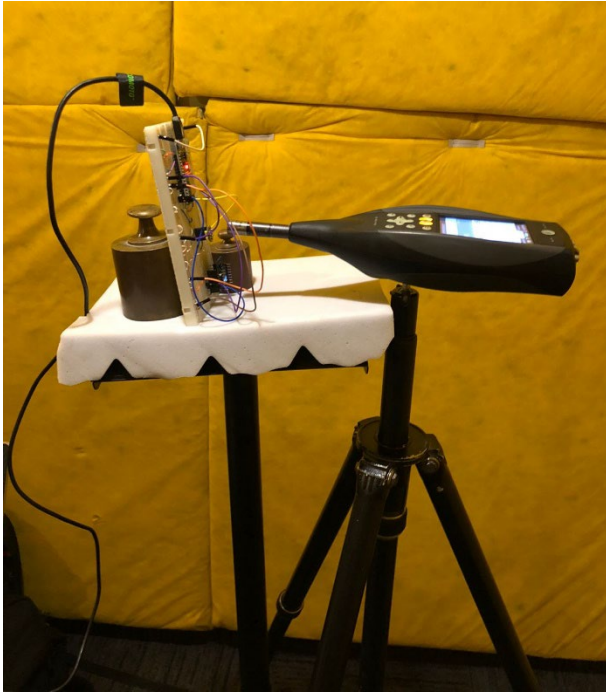


Ilustración 29 Montaje de calibración

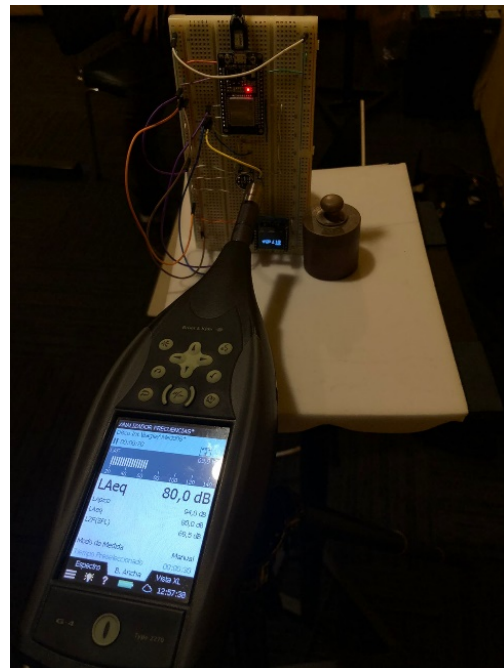


Ilustración 30 Medidor patrón en funcionamiento



Ilustración 31 Generador de ruido patrón

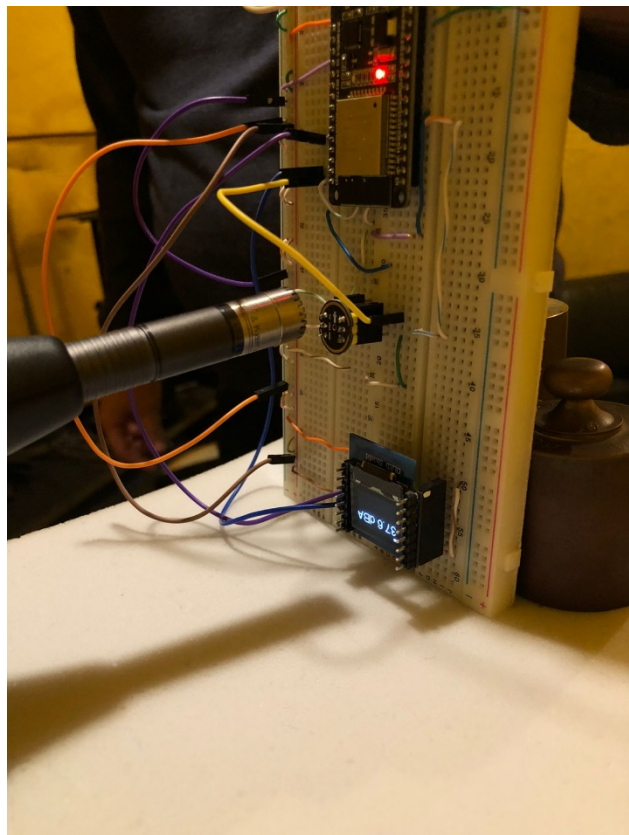


Ilustración 32 Experiencia de calibración

El equipo utilizado como patrón a la hora de medir fue el Bruel & Kjaer 2270 g4.



Ilustración 33 Bruel & Kjaer 2270 g4

Se realizaron dos experiencias de calibración, una de ellas relacionada al error en la lectura de nivel de presión sonora y la otra sobre el piso de ruido eléctrico, los resultados fueron los siguientes:

Posición	Nivel de presión sonora dBA - Fast		Error [dB]	U ₉₅ [dB]*
	MNS ref	Prototipo		
P1	72,0	71,5	-0,5	± 2
P2	65,0	64,3	-0,7	± 2
P3	60,0	59,2	-0,8	± 2

Tabla 3 Calibración

Ruido de fondo dBA - Fast		U ₉₅ [dB]*
MNS ref	Prototipo	
18,0	37,6	± 2

Tabla 4 Medición de ruido de fondo

Luego de haber verificado que el prototipo diseñado era funcional, se diagramó como sería la alimentación del mismo. Debido a las características del proyecto, el prototipo debía contar con alimentación las 24hs, mientras dure la experiencia de medición, por dicho motivo se descartó la posibilidad de alimentar el circuito mediante batería, ya que la misma debía ser o

de gran tamaño, o bien ser reemplazada muy seguido. Es por ello que se decidió utilizar un shield de alimentación, el cual permitía suministrar alimentación mediante una fuente de entre 7 y 24V y un mínimo de 1A. Dicho shield permitía no depender del consumo de una pila. Si bien se consideró que podía haber un corte de luz, al ser la UTI un servicio crítico, la demora en la reestabilización de la red eléctrica, no implicaba un tiempo considerable como para poner un método de alimentación extra al prototipo.



Ilustración 34 Power DC shield

Si bien el power shield utilizado era para una placa Wemos D1 mini, el mismo era adaptable a una NodeMCU ESP32, y el mismo contaba con la ventaja de ser de un tamaño pequeño y tener como entrada una ficha de tipo Plug.

La próxima instancia del proyecto, se optó por reemplazar la placa de prueba por una placa permanente, donde se optó por utilizar una placa de cobre con soldaduras de estaño.

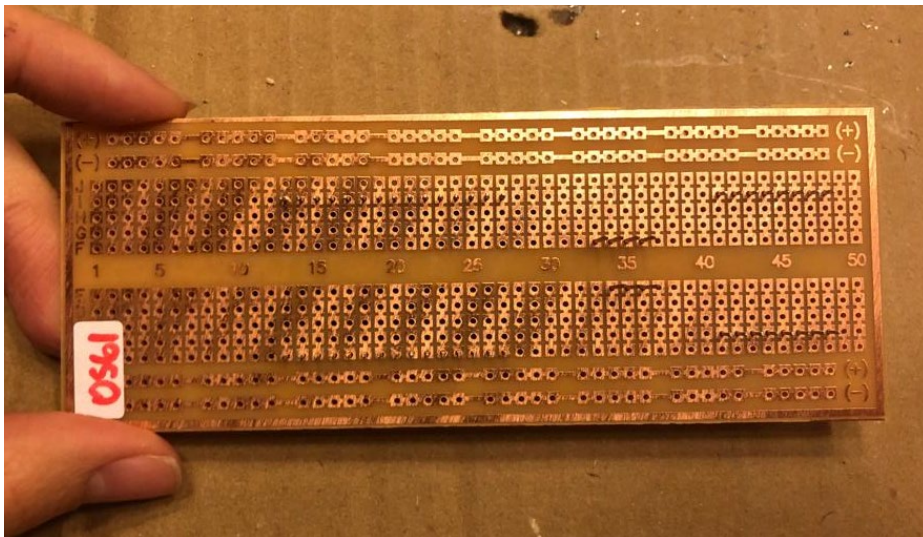


Ilustración 35 Placa de cobre

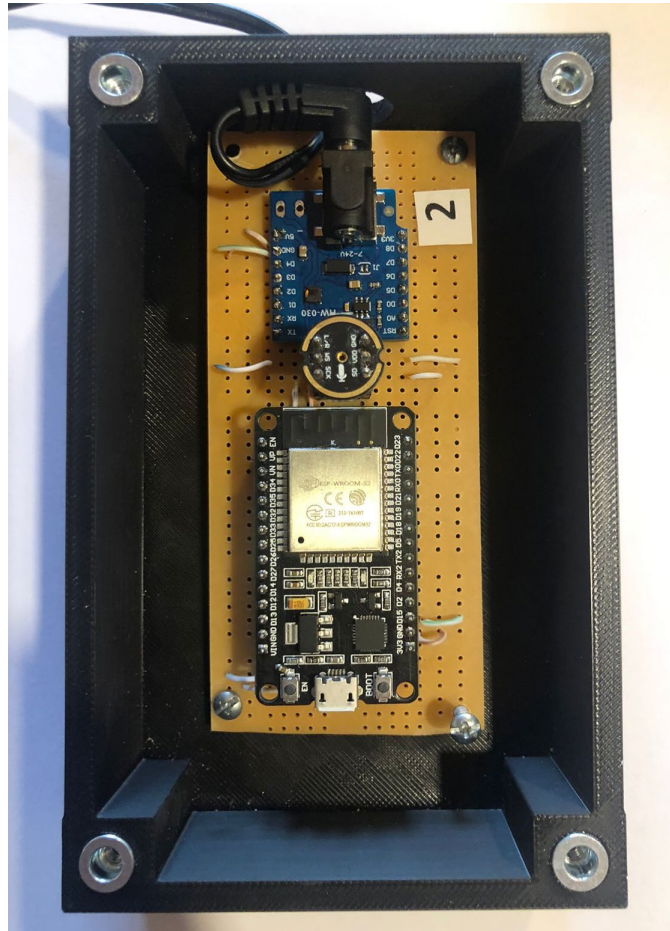


Ilustración 36 Prototipo montado en placa de cobre

En esta instancia se optó por retirar el shield OLED, ya que la función que cumplía este no era necesario a partir de esta etapa del proyecto.

El esquemático del circuito planteado fue el siguiente:

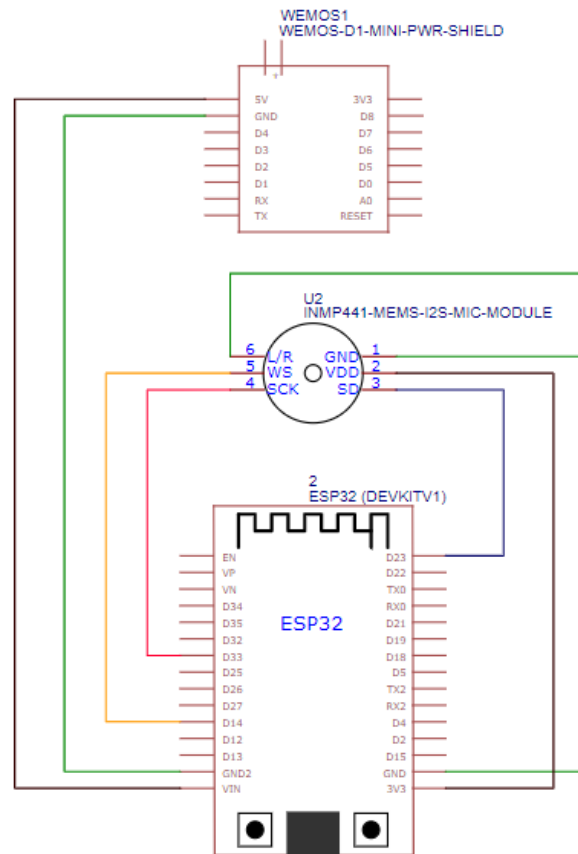


Ilustración 37 Esquemático del prototipo

En cuanto al código del programa el mismo fue plantado con la complejidad necesaria para poder lograr los objetivos planteados. Para esto se utilizaron diversos filtros, algunos de ellos previamente diseñados, con parámetros específicos del micrófono utilizado. Dichos parámetros fueron adquiridos a través de la hoja de datos.

Finalmente, el dispositivo fue montado sobre un contenedor con forma de caja, el cual fue diseñado mediante el software Tinkercad 3D, y luego impreso mediante una impresora 3D.



Ilustración 38 Caja realizada con impresión 3D



Ilustración 39 Montaje final

8.6 Normas

Las normas y estándares desempeñan un papel fundamental en el desarrollo de dispositivos de medición, asegurando su seguridad, confiabilidad y cumplimiento con las regulaciones aplicables. En el diseño y desarrollo del prototipo se tuvieron en cuenta diversas normas y referencias reconocidas en el ámbito biomédico y de dispositivos electrónicos. Entre ellas se encuentran la Guidelines for Community Noise 1999 de la Organización Mundial de la Salud (OMS) y la ANSI S1.4: Specifications for Sound Level Meters.

8.6.1 Guidelines for Community Noise 1999, OMS

La guía "Guidelines for Community Noise" (Guía para el Ruido Comunitario) fue desarrollada por la Organización Mundial de la Salud (OMS) con el propósito de consolidar el conocimiento científico vigente sobre los efectos del ruido comunitario en la salud humana. Su objetivo principal fue proporcionar orientación a las autoridades de salud ambiental y a los profesionales involucrados en la protección de las personas contra los impactos perjudiciales del ruido en entornos no industriales.

El ruido ambiental ha sido asociado con efectos adversos significativos en la salud física y mental de las personas, afectando su calidad de vida. Con este propósito, la guía se esforzó en proporcionar recomendaciones basadas en evidencia para reducir los efectos negativos del ruido en entornos no industriales, y promover una atmósfera más saludable y agradable para las comunidades.

La guía abordó en detalle las recomendaciones sobre los niveles de ruido aceptables en diversos contextos, así como los efectos del ruido en la salud humana. También se examinaron los horarios de exposición relevantes y se propusieron estrategias para el control del ruido. Igualmente, se presentaron enfoques para prevenir el ruido y mejorar la calidad acústica en espacios urbanos, áreas residenciales y sitios de recreación.

Si bien no fue específicamente diseñada para abordar entornos hospitalarios o de terapia intensiva, incluyó en el estudio estos ámbitos cruciales y formuló un conjunto de recomendaciones de gran pertinencia. Es fundamental tener en cuenta que la exposición a niveles elevados de ruido en unidades de cuidados intensivos y ámbitos hospitalarios puede tener impactos negativos en la salud y la recuperación de los pacientes. La guía estableció valores orientativos de niveles sonoros en interiores para diferentes momentos del día, incluyendo recomendaciones específicas para la medición del nivel máximo. Estas pautas dan lugar al estudio del ruido en hospitales, para evitar la contaminación sonora y garantizar un entorno propicio para la atención médica y la recuperación de los pacientes.

La guía anteriormente mencionada indicó que, dentro de los principales efectos causados por la exposición a elevados niveles de ruido, se encontraban: los trastornos del sueño, las molestias e interferencias en las comunicaciones entre otros. Además, estableció que el L_{Amax} durante los períodos nocturnos, no debía superar los 40 dBA en interiores, y para salas de hospitales en general, los valores sugeridos eran de 30 dB L_{Aeq} , en conjunto con los 40 dB L_{Amax} durante la noche. Todos los valores indicados, se establece que deben ser tomados en el modo rápido de un medidor de nivel sonoro, en el cual el periodo de integración debe ser de 125 ms.

La guía resalta la importancia de abordar de manera integral, la calidad acústica en los espacios críticos de atención médica. Se identifica que en la mayoría de los espacios hospitalarios, los efectos del ruido pueden provocar trastornos del sueño, molestias y dificultades en la comunicación.

En resumen, la guía "Guidelines for Community Noise" de la OMS es una valiosa herramienta, que proporciona orientación para la gestión del ruido en entornos hospitalarios y de terapia intensiva. Estas directrices destacan la importancia de abordar los efectos perjudiciales del ruido en la salud y ofrecen recomendaciones específicas para los niveles de ruido en espacios de atención médica. La integración de estas recomendaciones en el desarrollo del prototipo de medidor de presión sonora refleja un compromiso firme hacia la creación de un entorno hospitalario más tranquilo y propicio para la recuperación de los pacientes.

8.6.2 ANSI S1.4 Specifications for Sound Level Meters.

Es una norma que proporciona directrices y estándares para la fabricación y calibración de medidores de nivel de sonido, asegurando que estos dispositivos sean precisos y consistentes en sus mediciones, lo que es fundamental para diversas aplicaciones, como la medición de ruido ambiental, el control de ruido en el trabajo, la acústica arquitectónica y muchas otras áreas relacionadas con el sonido. Esta norma contribuye a garantizar la fiabilidad y la comparabilidad de las mediciones de nivel de sonido realizadas en diversos contextos y sectores.

Con la ayuda de la normativa planteada, se desarrolló un prototipo, el cual permitió la toma de muestras y comparaciones exhaustivas de niveles de ruido en la UTI seleccionada. Los resultados obtenidos fueron contrastados con los valores de referencia indicados en la guía de la OMS, la cual, en su desarrollo propone acciones mitigantes las cuales pueden ser tenidas en

cuenta a la hora de tomar decisiones para disminuir los niveles de ruido. La presente medición y análisis tienen como objetivo buscar la mejora continua en el proceso de recuperación del paciente, en este caso buscando aplacar los ruidos, en pos de asegurar un ambiente auditivo óptimo para el bienestar no solo del paciente sino también del personal involucrado.

8.7 Análisis Económico

En el presente trabajo, se utilizaron diversos insumos los cuales se encuentran listados a continuación.

Cantidad	Detalles	Precio Unitario	Importe
2	NodeMCU ESP32	\$7.399,00	\$14.798,00
2	Sensor INMP441	\$6.641,83	\$13.283,66
2	Módulo de alimentación Wemos D1 mini DC	\$3.900,00	\$7.800,00
2	Placa de cobre	\$1.550,00	\$3.100,00
2	Caja 3D	\$3.700,00	\$7.400,00
2	Fuente de alimentación 12V 1,5A	\$4.554,00	\$9.108,00
600	Horas de trabajo	\$3.125,00	\$1.875.000,0
	Total		\$1.930.489,66

Tabla 5 Análisis económico

Cabe destacar que los micrófonos INP441 no fueron conseguidos en el país, pero al ser la tecnología más adecuada para el trabajo a realizar, cuyas características eran necesarias, se optó por importar los mismos mediante la plataforma Tienda Mia. Además, no se encuentran incluidos en la tabla insumos utilizados como Electricidad, soldador, estaño, gas, luz, etc, se consideró que, si bien los mismos fueron necesarios, era despreciables en el presente análisis.

8.8 Implementación

Llegado el momento de realizar las mediciones, se optó por diseñar un plan, tomando de referencia estudios realizados anteriormente en otras instituciones. En estos [9], [10] se tomaban mediciones diferentes puntos de interés de la UTI, siendo algunos de ellos: cama frente a la central de monitoreo, cama más cercana a la puerta de ingreso, cama más alejada de la puerta de ingreso. En los estudios mencionados, se realizaban mediciones de 24hs y luego el dispositivo cambiaba de ubicación en la UTI, o bien migraba a una UTI de otro hospital. Además, se tuvieron en cuenta análisis en horarios de cambio de turno, diurno, nocturno y fin de semanas.

Se tuvo la posibilidad de desarrollar 2 prototipos de iguales prestaciones, lo que permitió cubrir los distintos puntos elegidos.

La UTI a ser estudiada, presenta 25 camas, con la siguiente disposición:

- 4 camas en habitaciones aisladas, con la presencia de doble puerta.

- 10 camas en habitaciones simples.
- 4 camas en habitaciones dobles.
- 7 camas en sector cortinado.

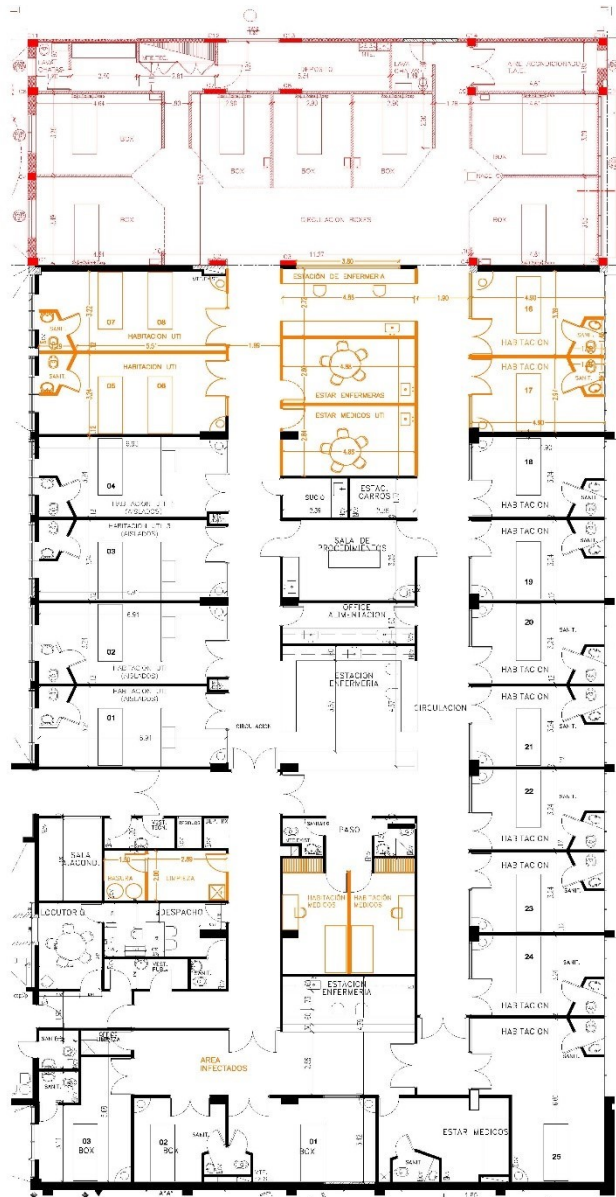


Ilustración 40 Plano UTI

La experiencia diseñada contaba con el siguiente cronograma

Etapas 1:

Comparación entre Central de enfermería y su repetidora, medición de 48hs de duración, con posterior análisis de resultados, para seleccionar el punto de mayor interés.

Etapas 2:

Se tomaron periodos de 24hs en los siguientes puntos:

1. Habitación de aislamiento
2. Habitación de 2 camas
3. Cama en cortinado
4. Habitación simple

Mientras esta etapa era ejecutada, un prototipo rotaba en las habitaciones mencionadas anteriormente, mientras el otro quedaba fijo en el punto llamado como problemático, el cual fue previamente elegido en la Etapa 1. Cabe destacar que dicho punto sería elegido en base al análisis de los datos teniendo en cuenta la distribución de los mismos, así como los picos máximos, ya que la norma [2] hace especial énfasis en los mencionados.

8.9 Resultados

Para llevar a cabo el plan, fueron necesarios dos teléfonos con chip y datos disponibles, ya que, debido a motivos de seguridad, no fue posible conectarse a la red de internet propia del Sanatorio. Para no perder la visualización en vivo y las herramientas proporcionadas por ThingSpeak, se optó por colocar los teléfonos mencionados anteriormente a compartir datos y permitir una conexión a internet adecuada.

La primera etapa de la medición constó de 48 hs, sin interrupción, en las cuales se ubicó un prototipo en la central de enfermería, mientras que el otro fue colocado en la repetidora de la central. Durante esta etapa se buscaría el punto más problemático de la terapia, es decir el más ruidoso.

Esta etapa tuvo como objetivo, fijar un punto de referencia en la terapia, para luego realizar comparaciones con los diferentes puntos de interés y dicho punto.

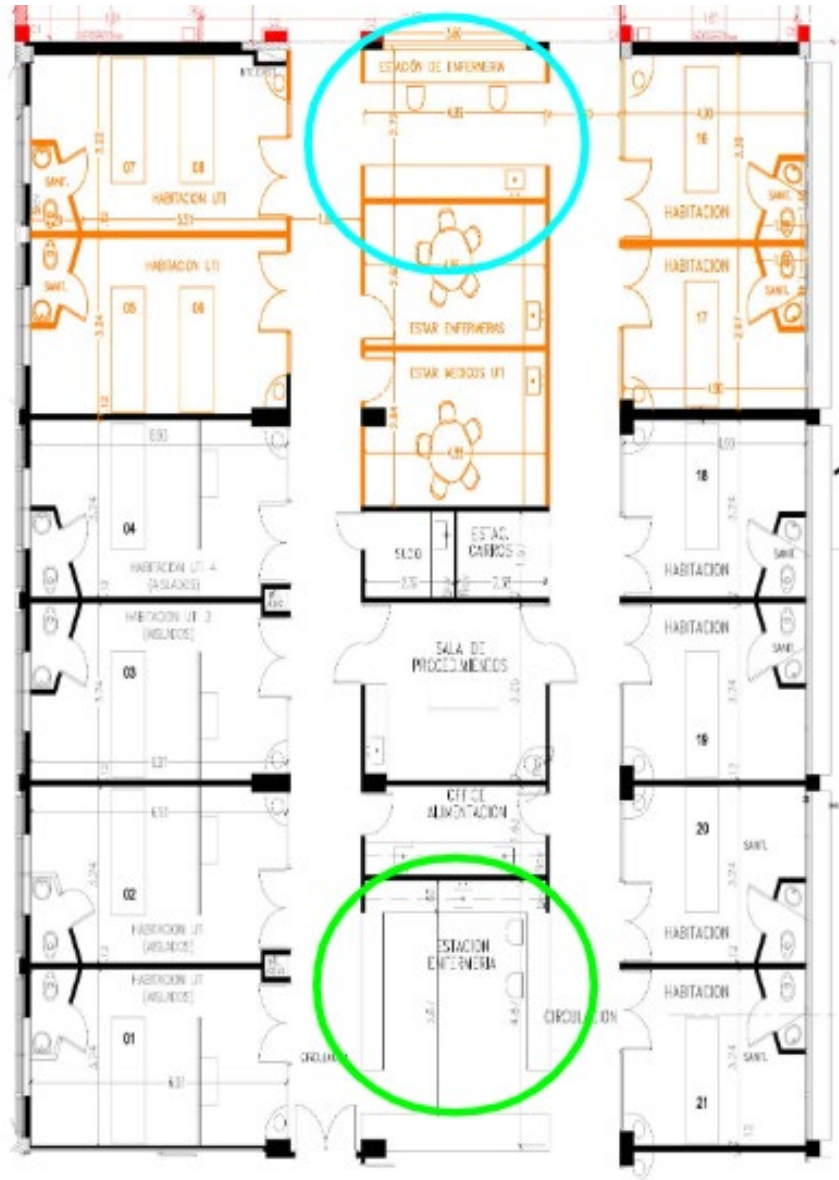


Ilustración 41 Etapa 1 de medición



Ilustración 42 Posición del prototipo

Ambas, central y repetidora, presentaron valores muy elevados respecto a lo recomendado por la normativa de la OMS, manteniendo medias de 55.38 dB para la central y de 53.21 dB para la repetidora.

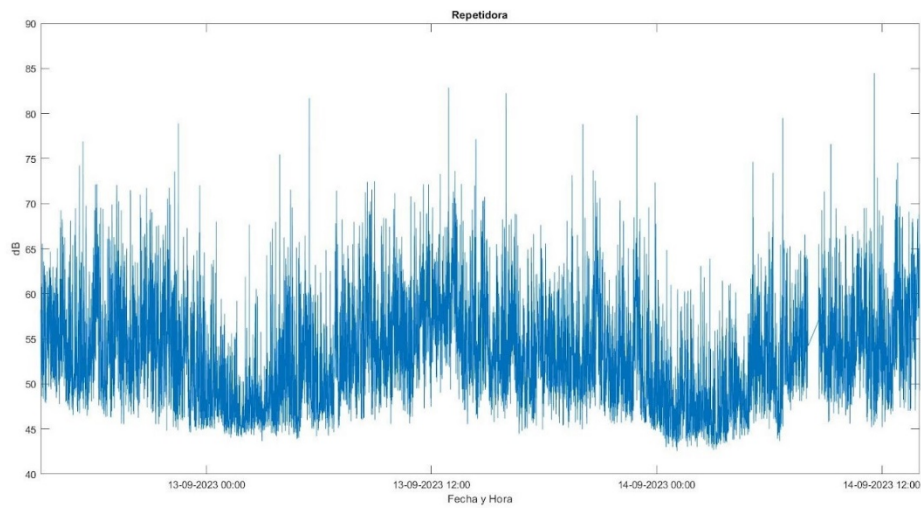


Ilustración 43 Nivel de ruido en la repetidora etapa 1

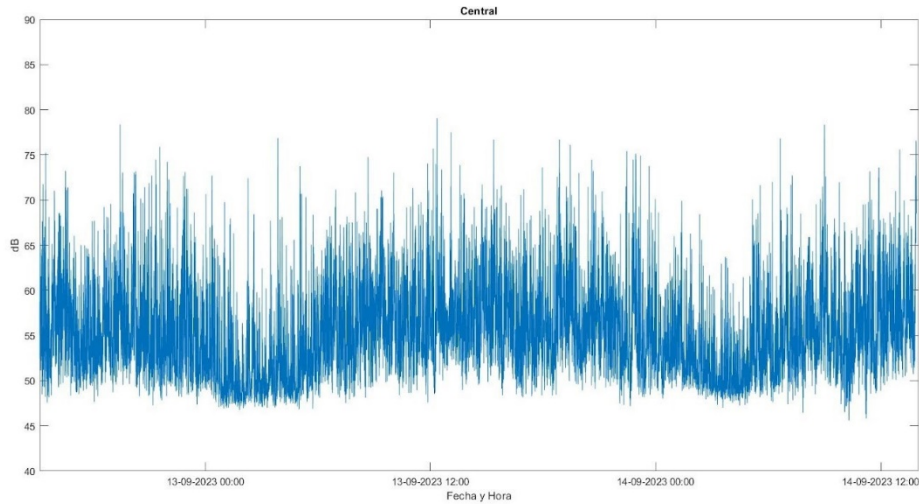


Ilustración 44 Nivel de ruido en la central etapa 2

Se destaca un comportamiento similar entre ambas curvas, donde se observa que ambas tienen una disminución de ruido durante la madrugada. A su vez, también se ve que durante la tarde los niveles de ruido llegan a picos máximos.

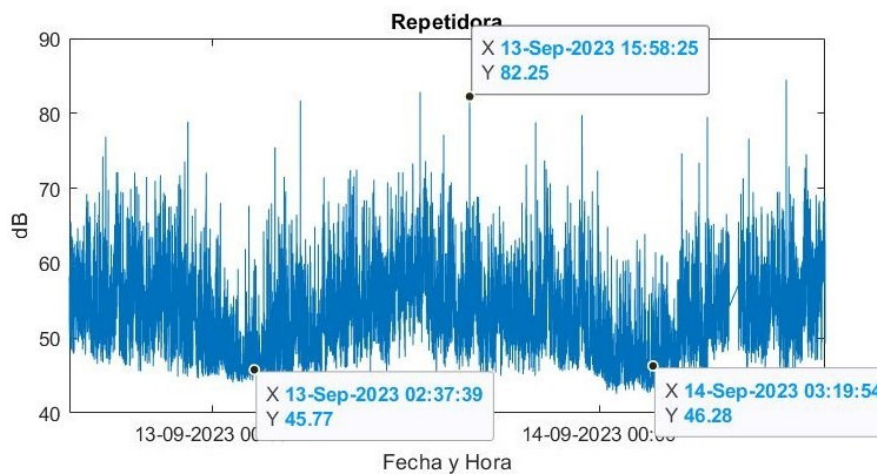
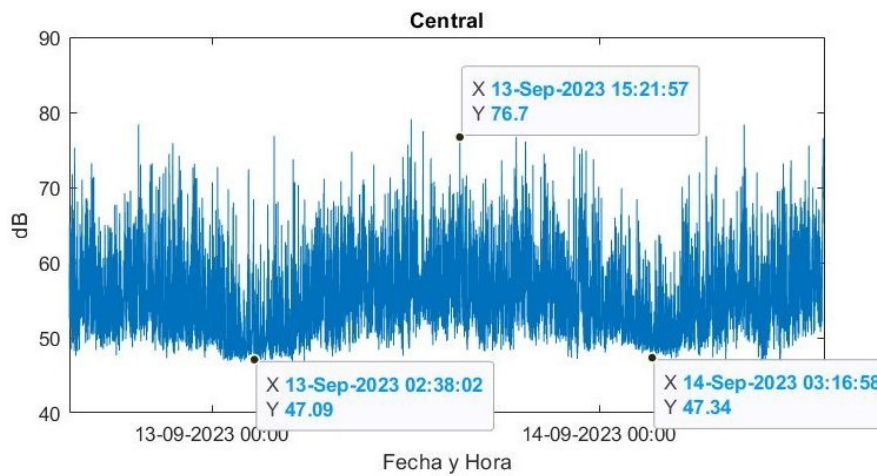


Ilustración 45 Valores max y min

A su vez se planteó la distribución de los datos, observando que el 65% de los datos de la central se encontraban entre los 50 y los 60 dB, mientras que en la repetidora el 52.17% de los datos se encontraban en el mismo rango de dB y un 14% de los datos obtenidos por encima de los 60 dB, con picos incluso superiores a 80 dB.

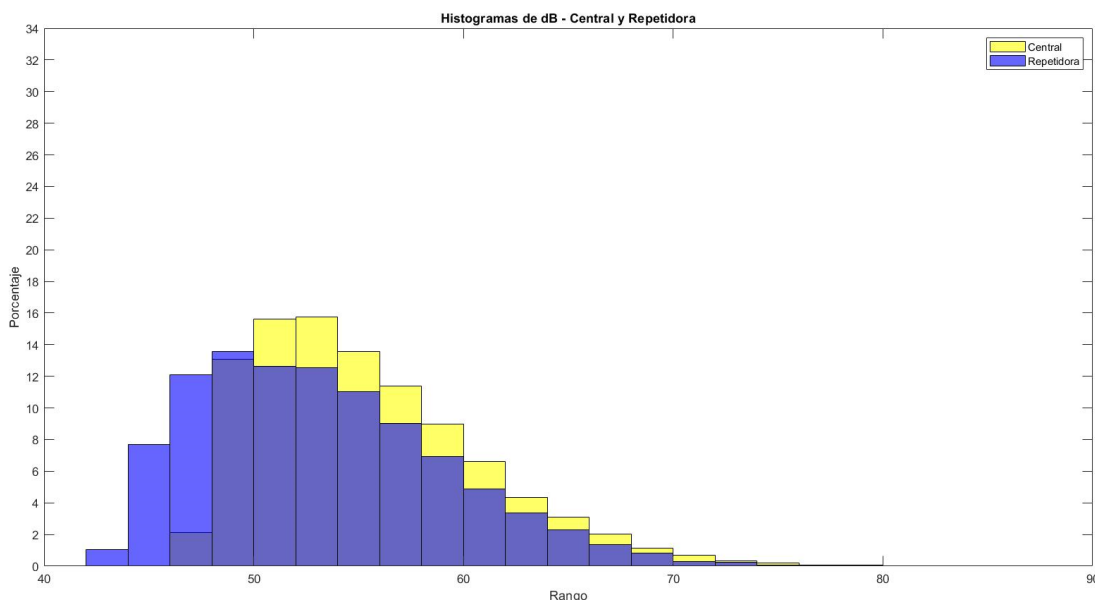


Ilustración 46 Histograma central vs repetidora

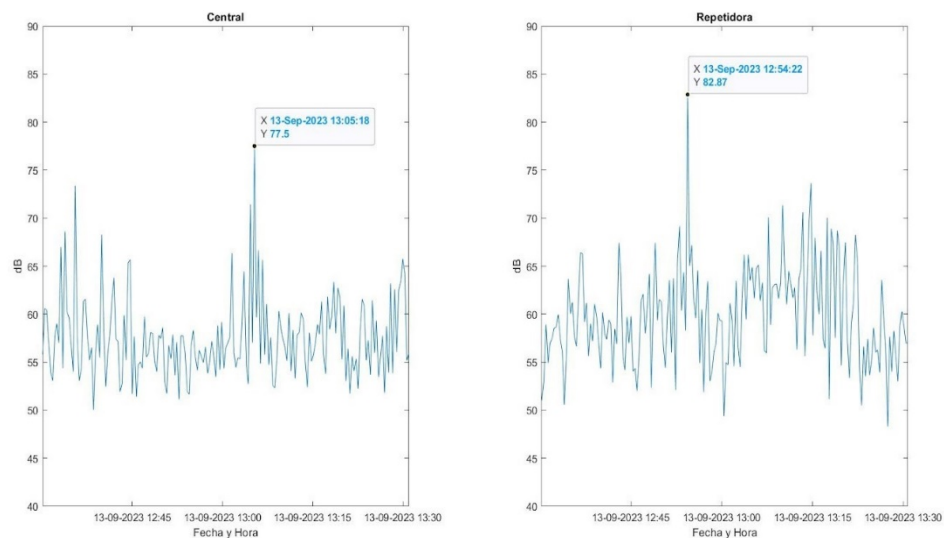


Ilustración 47 Horario de visita

El horario de visita de la Terapia era de 12:30 a 13:30, se analizaron los datos en esta franja horaria donde se observaron llamativos picos de hasta 82.87 dB los cuales se encuentra muy por encima de lo recomendado. Se tomó una muestra de valores entre las 12:30 pm y las

13:30 pm. Obteniendo medias de 57.48 dB en la central y 59.86 dB en la repetidora. En cuanto a la distribución de valores, en la central, el 100% de los valores se encontraron por encima de los 50 dB. El 79.21% entre 50 y 60 dB, y el restante porcentaje por encima de los 60, incluso con picos mayores a 80 dB. En la repetidora, si bien la distribución fue más equiparada, con el 53.63% de los valores entre 50 y 60 dB, solo el 1.12% se encontraba por debajo de esto.

Se incluyó un análisis de datos nocturnos, de un periodo de 3 hs entre las 2 am y las 5 am.

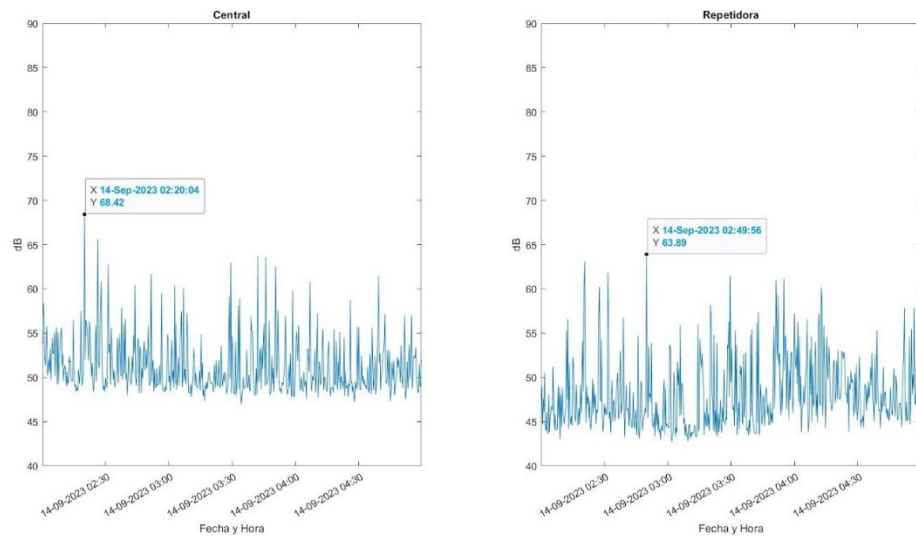


Ilustración 48 Análisis nocturno

La media de la central no se vio modificada notablemente, esta se encontró en 51.24 dB, mientras que la media de la repetidora tuvo una disminución algo notoria, disminuyendo a 48.01 dB. La distribución de los valores en este periodo fue, en la repetidora del 75.56% en valores entre los 40 y 50 dB, mientras que en dicho rango la central obtuvo el 48.63%. Igual porcentaje obtuvo la central para el rango de 50 a 60 dB, mientras la repetidora concentró 22.78%. Si bien hay una disminución respecto a los valores diurnos, no fueron los valores acordes a la norma.

Si bien bajo este análisis se presenta la central como el lugar más ruidoso, se observaron picos de mayor intensidad (valores mayores a 80 dB) únicamente en la repetidora, siendo estos de gran interés ya que 80 dB es el equivalente al ruido de un camión pesado moviéndose [22] y la norma [2] hace especial énfasis en que los picos deben ser inferiores a 40 dB, es por esto que se eligió la repetidora como punto de interés.

Luego de transcurridas las primeras 48 hs, se comenzó con la segunda etapa de medición, donde se mantuvo fijo el prototipo instalado en la repetidora mientras que el otro fue migrando a diferentes puntos, comenzando por la cama n°2 de la terapia. Esta se encuentra en una habitación de aislamiento, con doble puerta de vidrio.

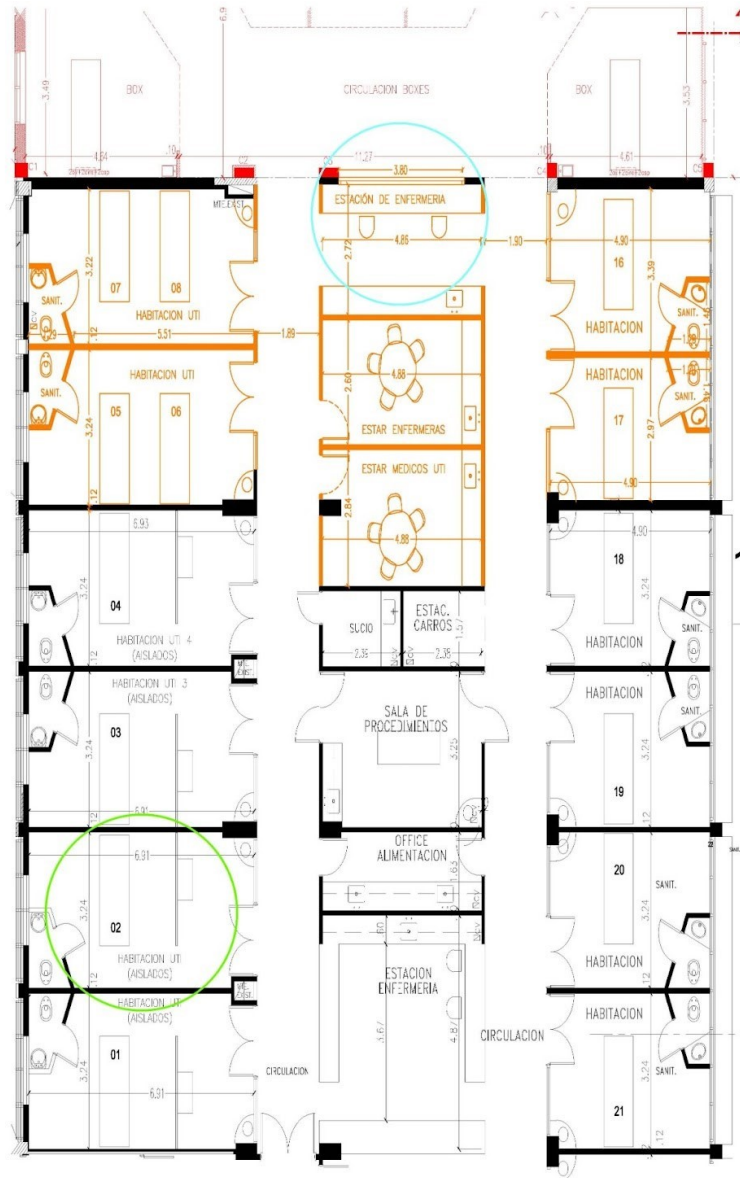


Ilustración 49 Etapa 2 habitación doble puerta vs repetidora



Ilustración 50 Posición del prototipo

En la cama seleccionada se encontraba un paciente ventilado, el cual estuvo presente las 24 hs. Se optó por elegir esta habitación, ya que la misma se encontraba cercana al ingreso principal de la terapia, y además, porque se podían realizar mediciones certeras en área cercana a la cabeza del paciente. Cabe destacar que, tanto al iniciar las mediciones como al finalizarlas, se encontraba encendido el televisor de la habitación, el cual estaba reproduciendo música a un volumen elevado.

Los valores obtenidos en la presente etapa, se esperaba fueran de menor intensidad, debido a la presencia de la doble puerta, pero no fue así. La media en dicha habitación fue la máxima registrada, siendo de 57.11dB, con valores máximos que alcanzaron los 88.09 dB, muy cercano a los 90 dB.

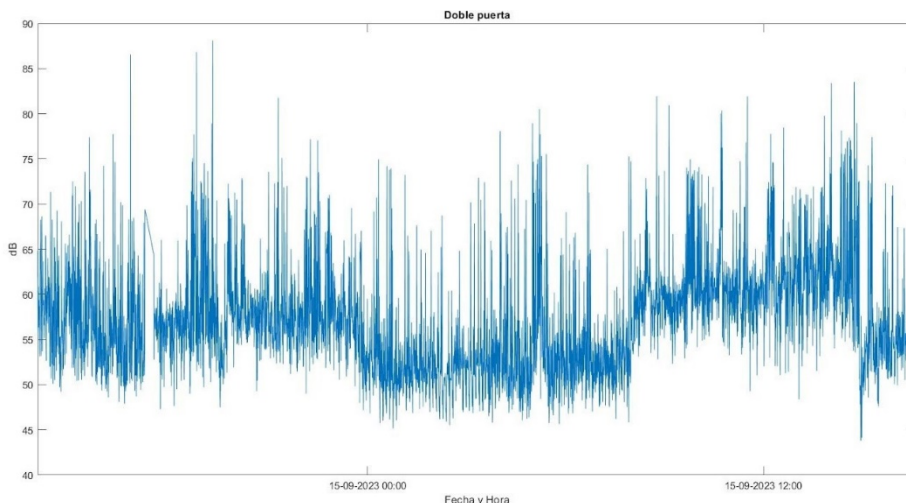


Ilustración 51 Nivel de ruido habitación doble puerta

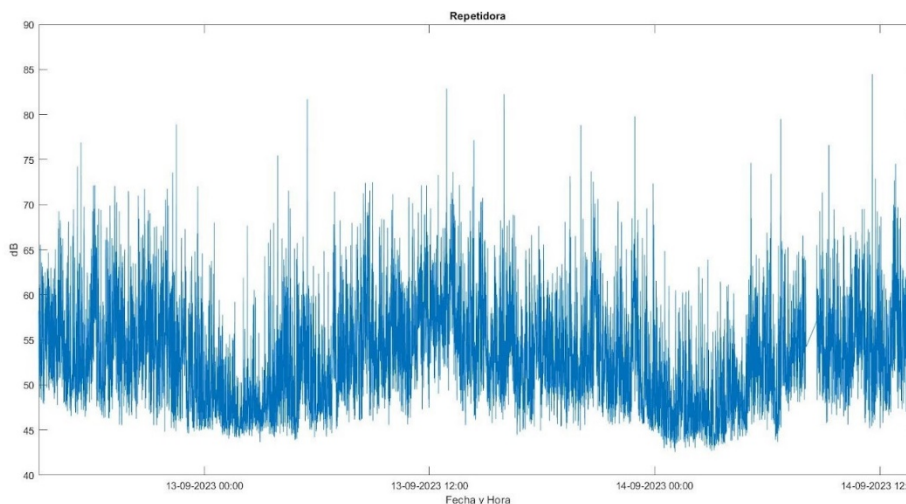


Ilustración 52 Nivel de ruido repetidora

Mientras la repetidora se mantuvo con una media de 55.85 dB. En la distribución de datos de la habitación se observa un crecimiento abrupto de los valores entre 50 y 60 dB, con un porcentaje de 64.97% y un 22.35% entre 60 y 70 dB por lo que un 87.32% de los valores se encontraron muy por encima de lo recomendado, siendo el doble o más.

Se destaca dentro del presente análisis la presencia del televisor prendido constantemente en valores elevados, lo cual puede haber influido de manera notable.

La implementación, continuó por la habitación 7-8, la cual cuenta de 2 camas de terapia. Durante las 24 hs se contó con la presencia de un solo paciente. La habitación contaba con la particularidad de ser de un tamaño mayor al del resto.

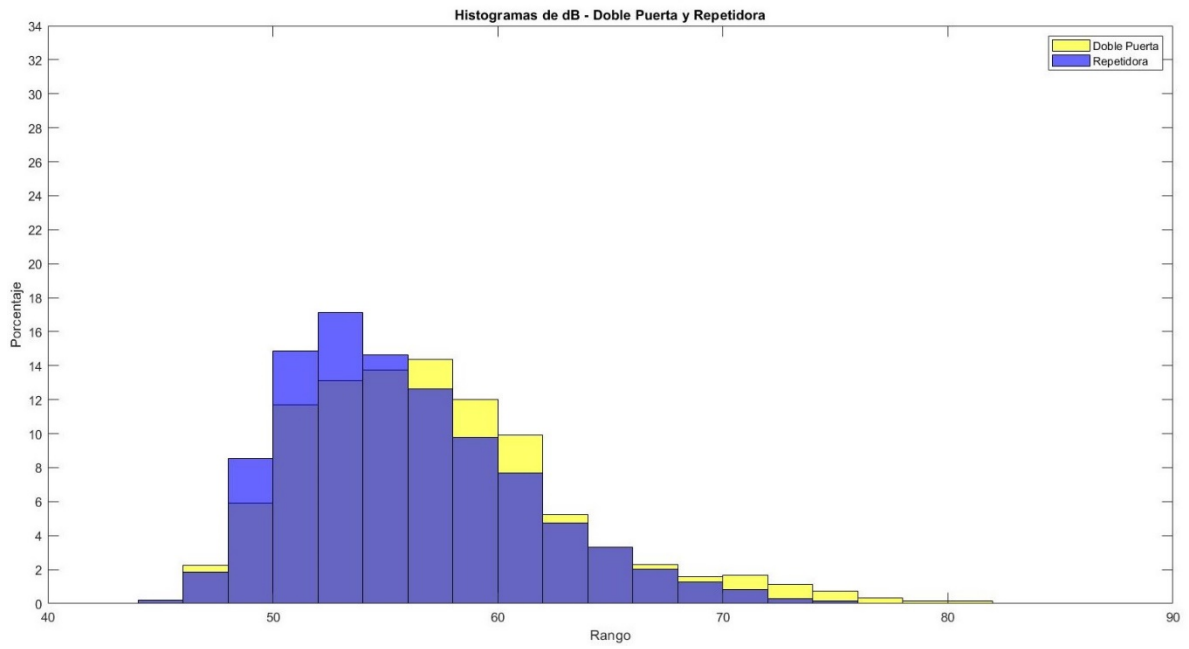


Ilustración 53 Histograma habitación doble puerta - repetidora



Ilustración 54 Etapa 2 habitación doble vs repetidora



Ilustración 55 Posición del prototipo

La media de dicha habitación fue la más baja de todas, con un valor de 50.70 dB, pero con un valor máximo muy alto de 82.30 dB.

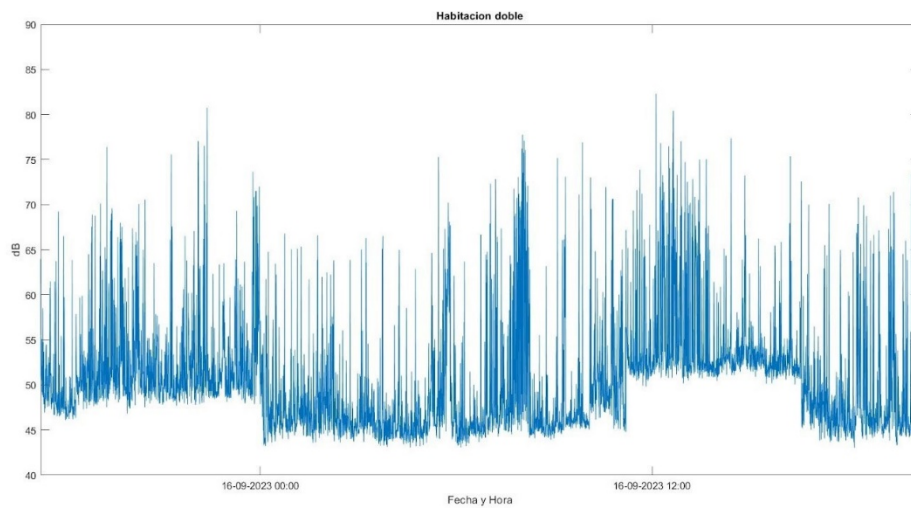


Ilustración 56 Nivel de ruido en habitación doble

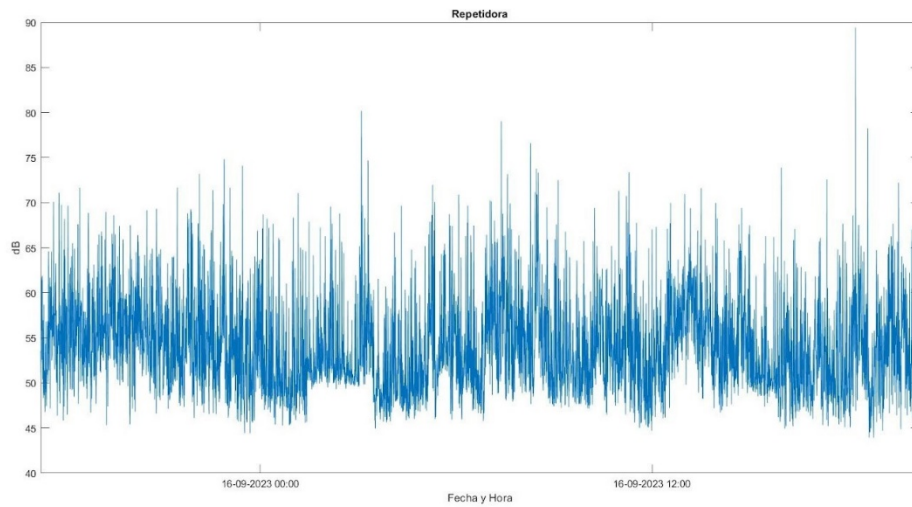


Ilustración 57 Nivel de ruido repetidora

La distribución de los datos en la presente habitación tuvo una gran mejoría respecto a la distribución de los datos tomados en el mismo momento en la repetidora, se observó un 54,4% de los valores entre 40 dB y 50 dB, mientras que en el mismo periodo la repetidora solo presentó un 34.4% de los datos en dicho rango de dB. Igualmente, entre el rango de 50 y 60 dB se observó un 36.99% de los datos tomados.

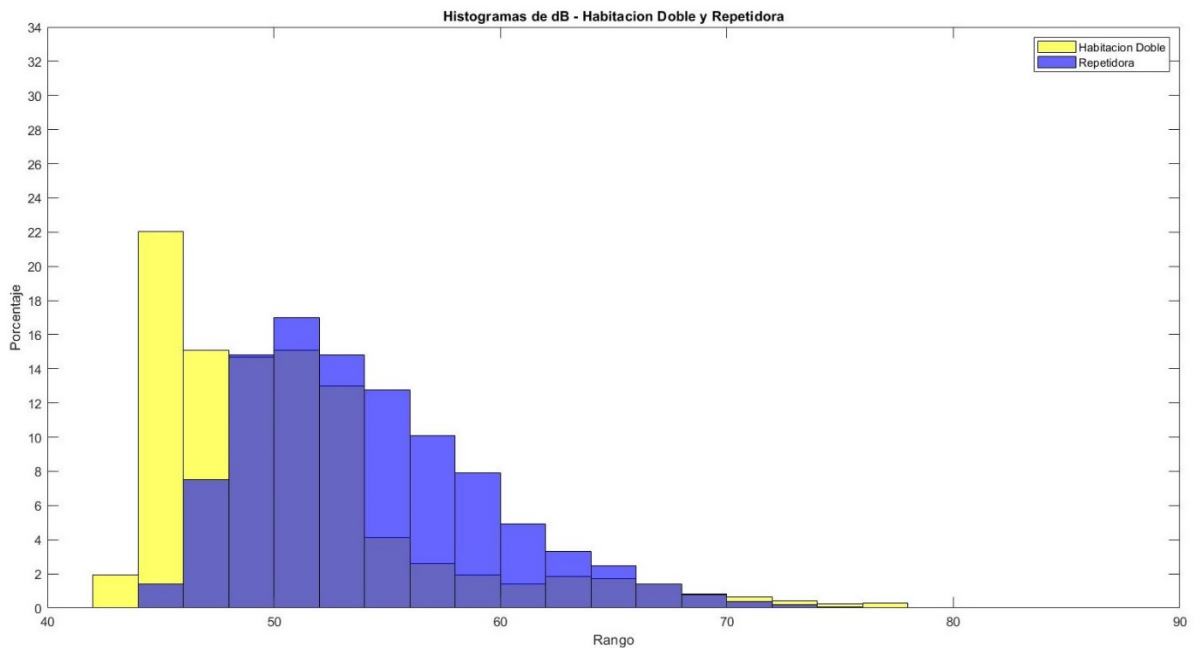


Ilustración 58 Histograma habitación doble - repetidora

A continuación, se realizó la medición en el sector denominado el cortinado, específicamente en la cama n° 13, dicho espacio constaba de 7 camas, las cuales se encontraban

separadas mediante cortinas. Cabe destacar que este espacio se encuentra justo en frente de la repetidora.

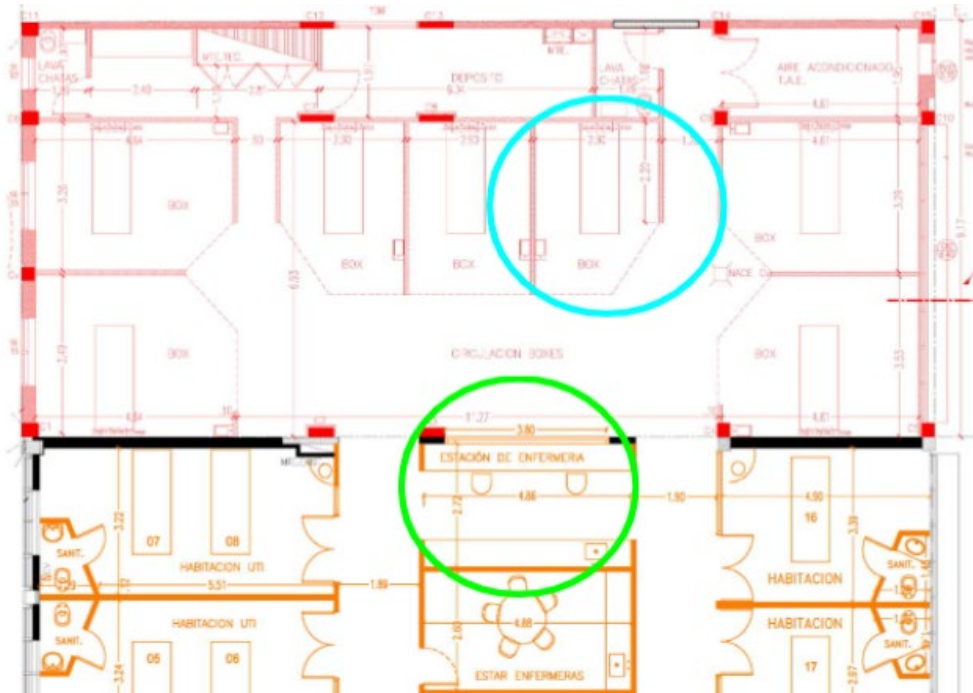


Ilustración 59 Etapa 2 cortinado vs repetidora

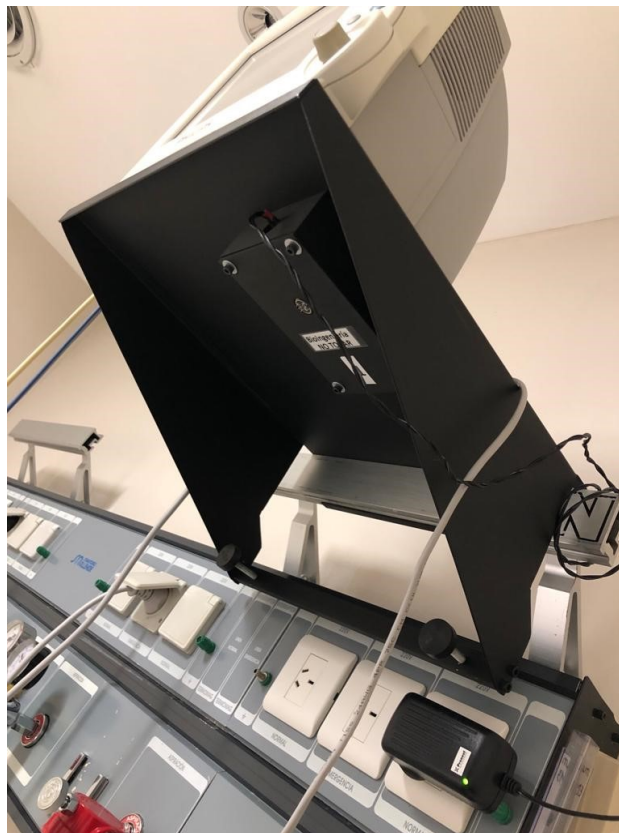


Ilustración 60 Posición del prototipo

Ambos prototipos se encontraban muy próximos en esta etapa de la medición, por lo que no hubo una gran diferencia encontrada en las medias, estas fueron de 55.53 dB en la repetidora y de 54.00 dB en la cama elegida del cortinado.

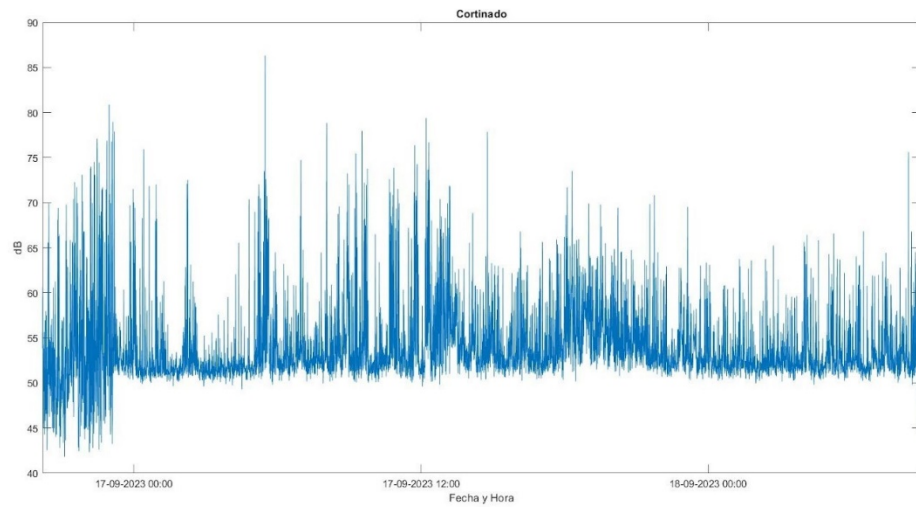


Ilustración 61 Nivel de ruido cama del cortinado

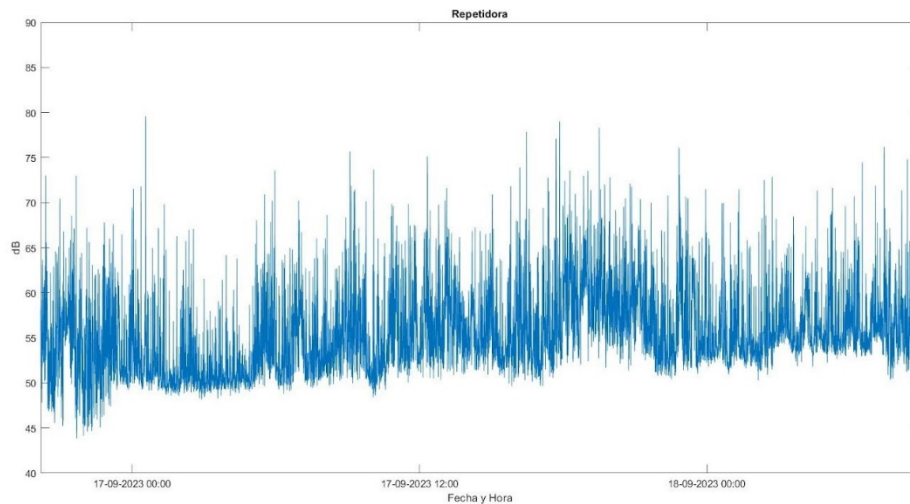


Ilustración 62 Nivel de ruido repetidora

Notable fue el aumento de la cantidad de datos distribuidos en los rangos más elevados, siendo que en el cortinado se encontraron el 87.97% de los datos entre 50 dB y 60 dB, y tan solo el 3.24% por debajo de los 50 dB, por lo que el 96.76% de los datos se hallaron en valores por encima de los 50 dB.

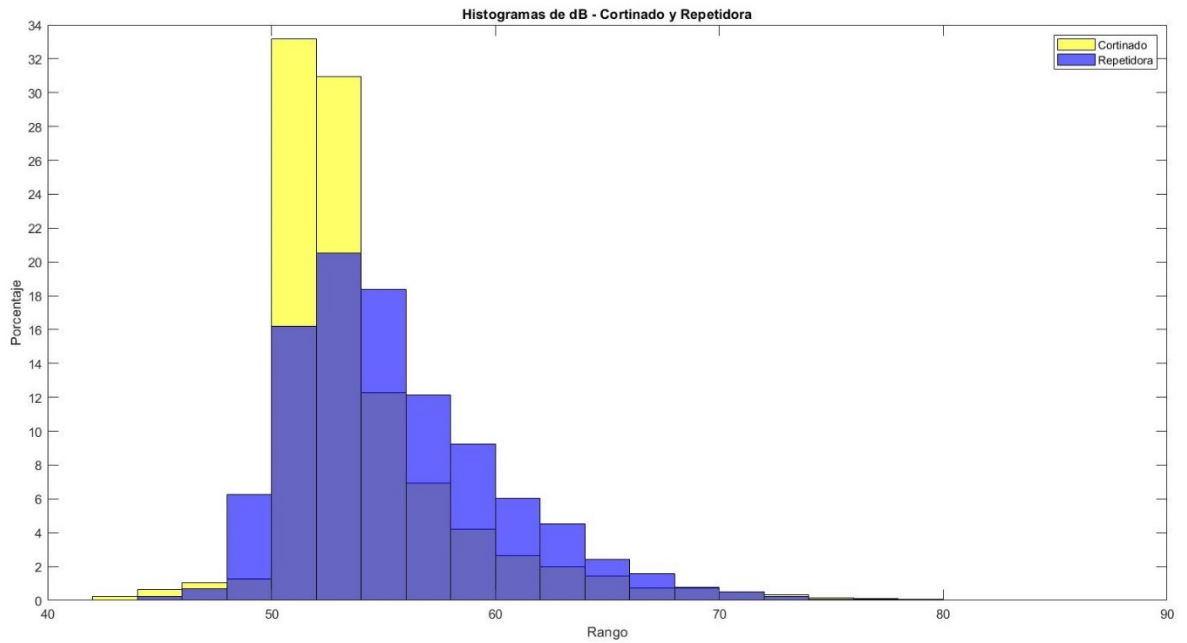


Ilustración 63 Histograma cortinado - repetidora

En última instancia, se realizaron las mediciones en la cama n°16, la cual constaba de una habitación de cama simple, cercana a la repetidora. Dicha cama se encontraba ocupada durante la medición por una paciente, la cual se encontraba consciente, y tanto a la hora de la instalación como su retirada, la televisión se encontraba encendida.



Ilustración 64 Etapa de medición 2 habitación simple vs repetidora



Ilustración 65 Posición del prototipo

Las medias no fueron muy diferentes al resto de las mediciones, siendo en la repetidora de 56.98 dB y dentro de la habitación de 53.10 dB. Notable fue que dentro de la habitación el 62.82% de los datos se encontraban por encima de los 50 dB y 15.5% por encima de los 60 dB. La repetidora mientras tanto mostró el 69.36% de sus datos entre 50 y 60 dB y el 25.67% por encima de los 60 dB.

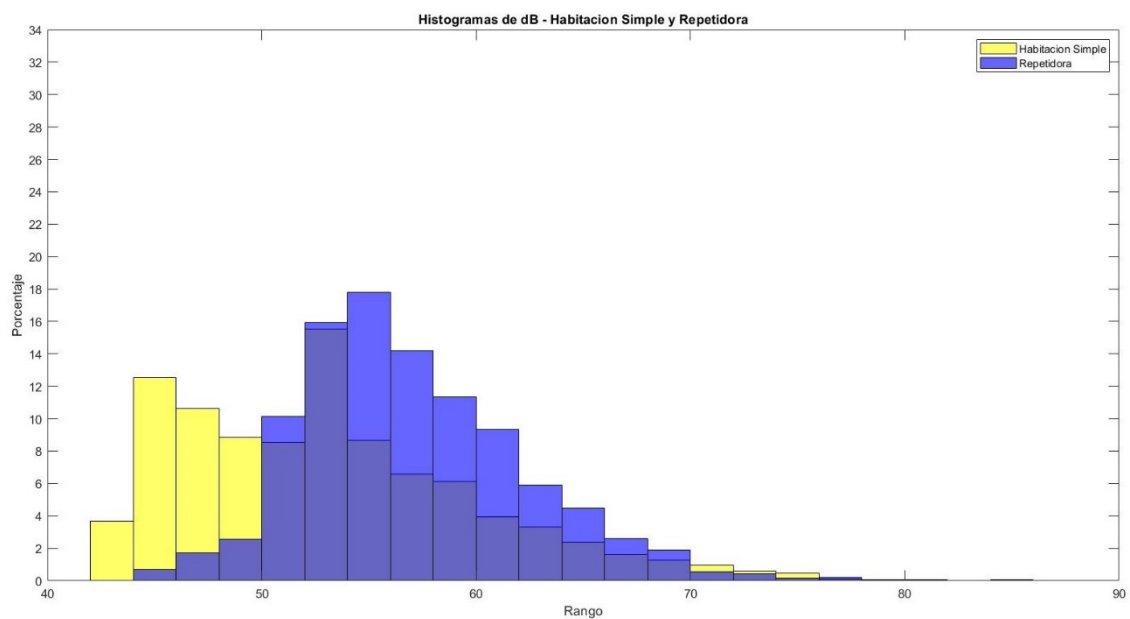


Ilustración 66 Histograma habitación simple - repetidora

Como última instancia de comparación, se tomaron 2 periodos del prototipo ubicado en la repetidora, ambos de 24hs, uno de ellos en día de semana y el otro fin de semana.

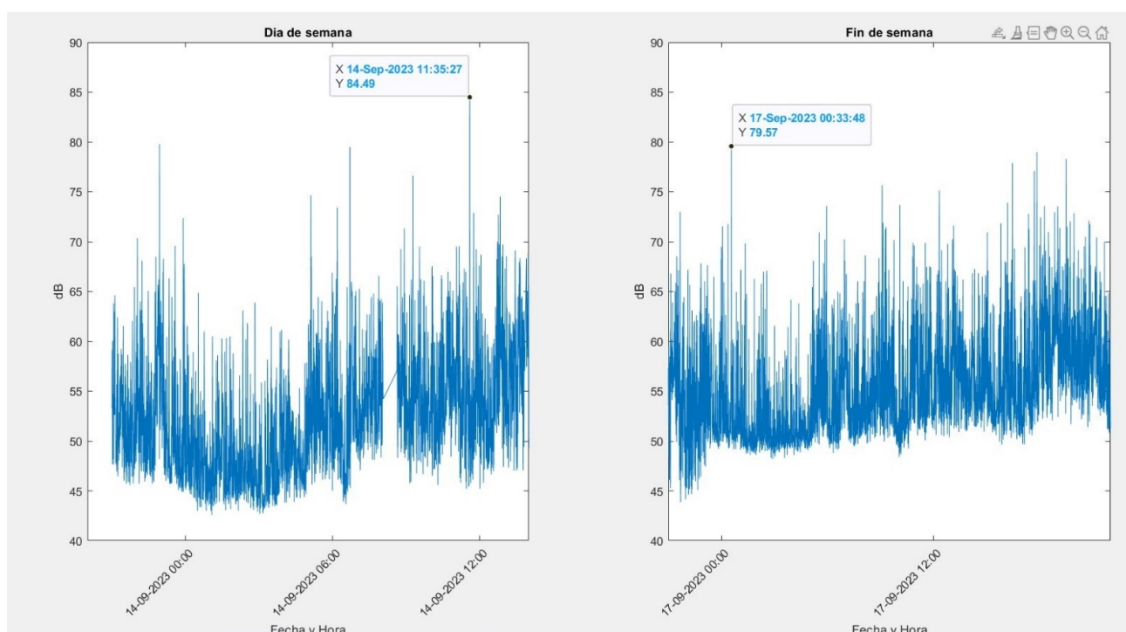


Ilustración 67 Día de semana vs fin de semana

La media observada en el periodo semanal fue de 52.05 dB, mientras que durante el día de semana fue de 55.17 dB, por lo que no se observó una disminución sino más bien un aumento. El pico máximo durante el fin de semana fue de 79.57 dB, mostrando una leve mejoría respecto a los días de semana donde fue de 84.49 dB. Por lo mencionado anteriormente, se puede decir que no hay una diferencia representativa los días de semana respecto a los días de fin de semana.

Se mencionó anteriormente que la OMS, plantea que en entornos hospitalarios y lugares de atención a pacientes, las medias deben encontrarse en los 35 dB con picos máximos de 40 dB, con especial cuidado en las etapas nocturnas. Sin embargo, fueron muy pocos los valores registrados en el presente proyecto por debajo de los 50 dB, siendo este valor un 66.66% mayor al recomendado. Además, no se observaron diferencias notorias en los periodos nocturnos, los cuales presentaban incluso picos por encima de los 70 dB. Notable fue el incremento de las medias y los picos en los horarios de visita los cuales se repiten 2 veces al día en los horarios de 12:30 a 13 y de 20 a 21 hs.

Se plantean los resultados del presente trabajo como prueba abrumadora de que los pacientes se encuentran expuestos a mayor ruido del que deberían, pudiendo ser este perjudicial para su recuperación y traer aparejado consecuencias a futuro. No se observaron mejoras en habitaciones con doble puerta ni en periodos nocturnos. Si bien el prototipo tomaba mediciones cada 15 segundos y solo enviaba el máximo de dicho periodo, en ningún momento se obtuvieron periodos con valores por debajo de los 40 dB, valor pico aconsejado por la OMS [5]. Además, se considera una gran problemática, la presencia/el uso de los televisores, se observó un televisor encendido durante 24 hs en un paciente que se encontraba ventilado,

quien no interactuaba con dicho televisor, pero este emitía niveles de ruido muy por encima de lo recomendado.

Otra problemática encontrada, fue el de los horarios de visita, donde los picos llegaron a valores muy elevados, pudiendo esto perjudicar tanto la personal como a los pacientes y sus familiares.

Finalmente, se considera que la problemática planteada tiene solución, si bien la misma requiere de inversión no solo económica sino en educación del personal y quienes transitan la UTI, se considera que las mejoras que se pueden lograr en el tratamiento de los pacientes, su estadía en la UTI y su posterior recuperación puede verse ampliamente mejorada, implementado un plan de disminución de ruido, con beneficio tanto para pacientes como para quienes trabajan en la terapia.

9 Propuestas a futuro

A partir de los resultados obtenidos, se decidió plantear diversas propuestas las cuales podían ayudar a disminuir el ruido en la terapia. En estas propuestas se plantearon aplicaciones que pudieran ser logradas en un corto, mediano y largo plazo.

Como solución a mediano plazo se tomó la recomendación del paper “An investigation of sound levels on intensive care units with reference to the WHO guidelines” [10], en donde se propone la implementación de tapones de oído para los pacientes. Esta medida es considerada como la más rápida y fácil de implementar ya que no requiere de una inversión muy grande, y pueden ser colocados fácilmente. Si bien sería una medida muy transitoria, puede ser muy beneficiosa en un corto plazo. Además, sería de gran utilidad la colocación de cartelera informativa la cual evidencie que la terapia debe ser un ambiente libre de ruido tanto para el beneficio del paciente como de las visitas y el personal. Algunos ejemplos de cartelera podrían ser:



Ilustración 68 Ejemplo de cartelera 1



Ilustración 69 Ejemplo de cartelera 2



Ilustración 70 Ejemplo de cartelería 3



Ilustración 71 Ejemplo de cartelería 4

Estas serían simplemente unos ejemplos los cuales pueden ser mejorados y adaptados.

Ya en cuanto a propuestas a mediano, se debería plantear capacitar y entrenar al personal que se encuentra en la terapia, tanto asistencial como de soporte, sobre el efecto de los ruidos en los pacientes, para así lograr disminuir los ruidos causados por conversaciones en un volumen elevado. Otra capacitación muy breve que debería implementarse sería a las visitas, deben comprender que el uso de teléfonos celulares, televisores y cualquier conversación muy elevada o ruido, pueden afectar tanto al paciente que se encuentran visitando como a los pacientes que los rodean, la manera más sencilla sería mediante la implementación de cartelería en las habitaciones y en los controles remotos de los televisores.

Una propuesta interesante, sería eliminar el uso de alarmas sonoras para el llamado de enfermeros. Existen en el mercado diversos llamadores, los cuales emiten señales de vibración. Así cada enfermero podría contar con uno de estos y de acuerdo a la cama que se encuentre necesitando asistencia, además de la vibración se presentaría visualmente el número correspondiente.



Ilustración 72 Ejemplo de dispositivo llamador



Ilustración 73 Ejemplo de dispositivo llamador 2

Con la implementación de estos llamadores, no solo se beneficiaría el paciente, sino también el personal, ya que los llamadores del estilo timbre suelen ser muy molestos.

Finalmente, como inversión para la terapia se plantea la incorporación de “orejas visuales” tanto en la central como en la repetidora. Estas tienen el principio de funcionamiento de un semáforo, es decir si el nivel de ruido es el adecuado la oreja se encontrará en verde, y mientras el volumen aumente, la oreja irá cambiando su color del amarillo al rojo según corresponda. De esta manera el personal tendrá una herramienta tangible para reconocer si el ruido es excesivo o no y disminuirlo en caso de ser necesario.



Ilustración 74 Oreja visual 1



Ilustración 75 Oreja visual 2

Las propuestas planteadas anteriormente tienen como objetivo, no solo disminuir el ruido en la terapia en pos de la recuperación del paciente, sino también concientizar a la población que por ella transita sobre los efectos del mismo en la salud.

10 Conclusiones

A lo largo de la elaboración de este trabajo integrador, se nos brindó la valiosa oportunidad de adquirir nuevos conocimientos y habilidades en diversos aspectos de nuestra carrera. Este proceso englobó desde la conceptualización, el diseño y la creación de un prototipo, hasta la planificación y ejecución de un programa de mediciones, así como el adecuado procesamiento y análisis de los datos recopilados. Esta experiencia resultó sumamente enriquecedora, ya que nos permitió interactuar con distintos profesionales y explorar una problemática que rara vez se aborda: el ruido.

El ruido se ha demostrado como un agente perjudicial para la salud humana, sin importar el entorno en el que se presente. Este trabajo puso de manifiesto que, en muchas instancias, los niveles de ruido superan ampliamente las recomendaciones de diversas organizaciones de salud.

Desde una perspectiva de ingeniería biomédica, existen diversas soluciones que pueden abordar esta problemática. No obstante, es fundamental que estas soluciones vayan acompañadas de una sólida educación y concienciación en la sociedad acerca de los efectos nocivos del ruido en el ser humano, no solo en el ámbito de la atención médica, sino en la vida cotidiana.

Entre los logros obtenidos en este proyecto, destacamos la creación de un prototipo con especificaciones adecuadas, la concienciación acerca de una problemática que afecta tanto a los pacientes como al personal médico y visitantes, así como la formulación de propuestas para atenuar esta problemática, entre otros.

En el futuro, aspiramos a implementar la medición del ruido en diversas áreas de atención médica, no solo en unidades de cuidados intensivos, sino también en unidades de cuidados coronarios y neonatales. Además, buscamos expandir nuestros esfuerzos a otros centros de salud, donde creemos que esta problemática también estará presente.

11 Bibliografía y Referencias

- [1] A. Bajaña y M. Xavier, «Declaración de autoría».
- [2] B. Berglund, T. Lindvall, y D. H. Schwela, «GUIDELINES FOR COMMUNITY NOISE».
- [3] «A Complete Guide to Noise-Induced Hearing Loss». Accedido: 25 de noviembre de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.earq.com/hearing-health/articles/guide-to-noise-induced-hearing-loss>
- [4] «Ruido acústico». Accedido: 25 de noviembre de 2022. [En línea]. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Ruido_ac%C3%BAstico#Tipos_de_Ruidos_seg%C3%BAAn_la_intensidad_y_el_periodo
- [5] B. Berglund, T. Lindvall, y D. H. Schwela, «GUIDELINES FOR COMMUNITY NOISE».
- [6] «Sueño no REM». Accedido: 8 de diciembre de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/sueno-no-rem>
- [7] Alejandro Iranzo de Riquer, «Fases del sueño». Accedido: 8 de diciembre de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.clinicbarcelona.org/asistencia/vida-saludable/dormir-bien/fases-del-sueno>
- [8] S. B. Venkateshiah y N. A. Collop, «Sleep and Sleep Disorders in the Hospital», *Chest*, vol. 141, n.º 5, pp. 1337-1345, may 2012, doi: 10.1378/CHEST.11-2591.
- [9] A. D. Padmakumar, V. Bhasin, T. N. Wenham, y A. R. Bodenham, «Evaluation of noise levels in intensive care units in two large teaching hospitals - A prospective observational study», *J Intensive Care Soc*, vol. 14, n.º 3, pp. 205-210, 2013, doi: 10.1177/175114371301400306.
- [10] J. L. Darbyshire y J. D. Young, «An investigation of sound levels on intensive care units with reference to the WHO guidelines», *Crit Care*, vol. 17, n.º 5, sep. 2013, doi: 10.1186/cc12870.
- [11] «Salud Mental». Accedido: 4 de diciembre de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.argentina.gob.ar/salud/mental-y-adicciones/que-es>
- [12] «CECSATI_-_Delirio».
- [13] M. Ing Juan Manuel Olivera, «Gabinete de Tecnologías Médicas Autor: Lucila Mónica Figueroa Gallo».
- [14] R. J. Pugh, C. Jones, y R. D. Griffiths, «The Impact of Noise in the Intensive Care Unit».
- [15] I. Kostoski, «Sound Level Meter with Arduino IDE, ESP32 and I2S MEMS microphone». Accedido: 10 de septiembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://hackaday.io/project/166867-esp32-i2s-slm>
- [16] R. Furet, «Las curvas isofónicas de Fletcher y Munson». Accedido: 10 de septiembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.bunker-audio.com/bunker-audio-portal-sonido-documentos.php?id=8#:~:text=Las%20curvas%20isof%C3%B3nicas%20de,un%20nivel%20de%20intensidad%20dado>

- [17] «Curva isofónica». Accedido: 28 de septiembre de 2023. [En línea]. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Curva_isof%C3%B3nica
- [18] «Ponderación A». Accedido: 28 de septiembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.studio-22.com/blog/enciclopedia/ponderacion-a>
- [19] «Ponderaciones de frecuencia de los niveles de sonido».
- [20] «Sónometro». Accedido: 28 de septiembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://es.wikipedia.org/wiki/Son%C3%B3metro>
- [21] «Arduino Uno», Accedido: 28 de septiembre de 2023. [En línea]. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Arduino_Uno
- [22] «Intensidad del sonido en Decibelios». Accedido: 4 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.dbelectronics.es/intensidad-del-sonido-en-decibelios/>

12 Anexos

12.1 Anexo I: Validación del prototipo



Centro de Investigación y
Transferencia en Acústica
UNIDAD EJECUTORA CONICET-UTN



Se realizaron mediciones de laboratorio para verificar funcionamiento del prototipo de medidor de nivel sonoro implementado para el Proyecto Integrador de la carrera Ingeniería Biomédica "Medición de ruido en unidades de terapia intensiva" desarrollado por

Baronetto, Valentina María – 40106107

Franke, Federico – 40106633

Ensayo 1: Error en la lectura de nivel de presión sonora

Las mediciones se realizaron en una sala acondicionada acústicamente. Para realizar la comparación se utilizó una señal de ruido de banda ancha emitido por la fuente sonora de referencia Bruel & Kjaer Type 4204 NS: 1756703 (MNS Ref). La señal se registró de manera simultánea con el prototipo y un medidor de nivel sonoro Bruel & Kjaer Type 2270 NS: 3004160 Clase 1. Se realizaron mediciones 3 puntos diferentes de la sala. Los resultados de las mediciones se presentan en la siguiente tabla.

Posición	Nivel de presión sonora dBA - Fast		Error [dB]	U ₉₅ [dB]*
	MNS ref	Prototipo		
P1	72,0	71,5	-0,5	± 2
P2	65,0	64,3	-0,7	± 2
P3	60,0	59,2	-0,8	± 2

Ensayo 2: Piso de ruido eléctrico.

Se realizó una medición de ruido de fondo en la sala con el objetivo de verificar el mínimo nivel de presión sonora que puede registrar el prototipo.

Ruido de fondo dBA - Fast		U ₉₅ [dB]*
MNS ref	Prototipo	
18,0	37,6	± 2

En relación al ensayo 2 se concluye que el prototipo de medidor de nivel sonoro tiene un piso de ruido eléctrico de ≈ 37 dBA.

Ing. Gabriel Agustin Cravero
Laboratorio de Ensayos Acústicos

*Guía ISO GUM

12.2 Anexo II: Código

```

#include <sos-iir-filter.h> //Libreria para filtrado de la señal
#include <WiFiMulti.h>     //Libreria para la conexion WiFi
#include <HTTPClient.h>    //Libreria para transmision de datos
#include <driver/i2s.h>    //Libreria para captura de datos

#define ONBOARD_LED 2

WiFiMulti WiFiMulti;

String api_key = "SO29G5V22XM4WBZU"; // Reemplaza esto con la clave de API de escritura de tu canal
de ThingSpeak
int field_no = 1; // Cambia esto por tu número de campo

//
// Configuración
//

// #define LEQ_PERIOD      1      // Segundos en caso de hacer con configuración Slow
#define LEQ_PERIOD      0,125    // Segundos, para configuración Fast
#define WEIGHTING        A_weighting
#define LEQ_UNITS        "LAeq"
#define DB_UNITS         "dBA"

#define MIC_EQUALIZER    INMP441
#define MIC_OFFSET_DB    2.5     // Valor calculado en la experiencia de medición

// Valores de acuerdo a la datashhet del sensor elegido
#define MIC_SENSITIVITY -26
#define MIC_REF_DB      94.0
#define MIC_OVERLOAD_DB 116.0
#define MIC_NOISE_DB    33
#define MIC_BITS        24
#define MIC_CONVERT(s)  (s >> (SAMPLE_BITS - MIC_BITS))
#define MIC_TIMING_SHIFT 0

constexpr double MIC_REF_AMPL = pow(10, double(MIC_SENSITIVITY)/20) * ((1<<(MIC_BITS-1))-1);

//Definimos los pines I2S a utilizar

#define I2S_WS          14
#define I2S_SCK         33
#define I2S_SD          23

#define I2S_PORT        I2S_NUM_0

//
// Filtros IIR
//

SOS_IIR_Filter DC_BLOCKER = {
  gain: 1.0,
  sos: {{-1.0, 0.0, +0.9992, 0}}
};

```



```

//
//
SOS_IIR_Filter INMP441 = {
    gain: 1.00197834654696,
    sos: {
        {-1.986920458344451, +0.986963226946616, +1.995178510504166, -0.995184322194091}
    }
};

//
// Ponderación A
//

//Filtro IIR ponderado en A , Fs = 48KHz

SOS_IIR_Filter A_weighting = {
    gain: 0.169994948147430,
    sos: {
        {-2.00026996133106, +1.00027056142719, -1.060868438509278, -0.163987445885926},
        {+4.35912384203144, +3.09120265783884, +1.208419926363593, -0.273166998428332},
        {-0.70930303489759, -0.29071868393580, +1.982242159753048, -0.982298594928989}
    }
};

// Muestreo
//
#define SAMPLE_RATE      48000 // Hz, debido al diseño elegido para los filtros IIR
#define SAMPLE_BITS      32 // Bits
#define SAMPLE_T          int32_t
#define SAMPLES_SHORT    (SAMPLE_RATE / 8) // ~125ms
#define SAMPLES_LEQ      (SAMPLE_RATE * LEQ_PERIOD)
#define DMA_BANK_SIZE    (SAMPLES_SHORT / 16)
#define DMA_BANKS        32

struct sum_queue_t {
    float sum_sqr_SPL;
    float sum_sqr_weighted;
    uint32_t proc_ticks;
};
QueueHandle_t samples_queue;

float samples[SAMPLES_SHORT] __attribute__((aligned(4)));

void mic_i2s_init() {
    const i2s_config_t i2s_config = {
        mode: i2s_mode_t(I2S_MODE_MASTER | I2S_MODE_RX),
        sample_rate: SAMPLE_RATE,
        bits_per_sample: i2s_bits_per_sample_t(SAMPLE_BITS),
        channel_format: I2S_CHANNEL_FMT_ONLY_RIGHT,
        communication_format: i2s_comm_format_t(I2S_COMM_FORMAT_I2S |
        I2S_COMM_FORMAT_I2S_MSB),
        intr_alloc_flags: ESP_INTR_FLAG_LEVEL1,
        dma_buf_count: DMA_BANKS,
        dma_buf_len: DMA_BANK_SIZE,
        use_apll: true,
    };
}

```

```

    tx_desc_auto_clear: false,
    fixed_mclk: 0
};

//Mapeo de pines
const i2s_pin_config_t pin_config = {
    bck_io_num:  I2S_SCK,
    ws_io_num:  I2S_WS,
    data_out_num: -1, // not used
    data_in_num: I2S_SD
};

i2s_driver_install(I2S_PORT, &i2s_config, 0, NULL);

#if (MIC_TIMING_SHIFT > 0)
    REG_SET_BIT(I2S_TIMING_REG(I2S_PORT), BIT(9));
    REG_SET_BIT(I2S_CONF_REG(I2S_PORT), I2S_RX_MSB_SHIFT);
#endif

i2s_set_pin(I2S_PORT, &pin_config);
}

//
// I2S Lector de Tareas
//

#define I2S_TASK_PRI 4
#define I2S_TASK_STACK 2048
//
void mic_i2s_reader_task(void* parameter) {
    mic_i2s_init();

    size_t bytes_read = 0;
    i2s_read(I2S_PORT, &samples, SAMPLES_SHORT * sizeof(int32_t), &bytes_read, portMAX_DELAY);

    while (true) {

        i2s_read(I2S_PORT, &samples, SAMPLES_SHORT * sizeof(SAMPLE_T), &bytes_read,
portMAX_DELAY);

        TickType_t start_tick = xTaskGetTickCount();
        SAMPLE_T* int_samples = (SAMPLE_T*)&samples;
        for(int i=0; i<SAMPLES_SHORT; i++) samples[i] = MIC_CONVERT(int_samples[i]);

        sum_queue_t q;
        q.sum_sqr_SPL = MIC_EQUALIZER.filter(samples, samples, SAMPLES_SHORT);

        q.sum_sqr_weighted = WEIGHTING.filter(samples, samples, SAMPLES_SHORT);

        q.proc_ticks = xTaskGetTickCount() - start_tick;

        xQueueSend(samples_queue, &q, portMAX_DELAY);
    }
}

void setup() {

    setCpuFrequencyMhz(80);
    Serial.begin(115200);
    delay(1000);
}

```

```

Serial.flush();
wificonnect();

pinMode(ONBOARD_LED,OUTPUT);

samples_queue = xQueueCreate(8, sizeof(sum_queue_t));

xTaskCreate(mic_i2s_reader_task, "Mic I2S Reader", I2S_TASK_STACK, NULL, I2S_TASK_PRI, NULL);

sum_queue_t q;
uint32_t Leq_samples = 0;
double Leq_sum_sqr = 0;
double Leq_dB = 0;

while (xQueueReceive(samples_queue, &q, portMAX_DELAY)) {

    double short_RMS = sqrt(double(q.sum_sqr_SPL) / SAMPLES_SHORT);
    double short_SPL_dB = MIC_OFFSET_DB + MIC_REF_DB + 20 * log10(short_RMS / MIC_REF_AMPL);

    // En caso de sobrecarga acustica o bien una medición por debajo del piso, se toma como -inf
    if (short_SPL_dB > MIC_OVERLOAD_DB) {
        Leq_sum_sqr = INFINITY;
    } else if (isnan(short_SPL_dB) || (short_SPL_dB < MIC_NOISE_DB)) {
        Leq_sum_sqr = -INFINITY;
    }

    Leq_sum_sqr += q.sum_sqr_weighted;
    Leq_samples += SAMPLES_SHORT;

//Una vez conseguidos los datos necesarios, calculo
    if (Leq_samples >= SAMPLE_RATE * LEQ_PERIOD) {
        double Leq_RMS = sqrt(Leq_sum_sqr / Leq_samples);
        Leq_dB = MIC_OFFSET_DB + MIC_REF_DB + 20 * log10(Leq_RMS / MIC_REF_AMPL);
        Leq_sum_sqr = 0;
        Leq_samples = 0;

        Serial.printf("%.1f\n", Leq_dB);
    }

//Calculo del máximo
    const unsigned long sampleInterval = 15000; // 15 segundos en milisegundos
    unsigned long currentMillis = millis();
    unsigned long lastSampleTime = 0;
    float maximo = 0.0;
    bool executeFunction = false;
    unsigned long previousMillis = 0;

    if (currentMillis - lastSampleTime >= sampleInterval) {
        lastSampleTime = currentMillis; // Actualizar el tiempo del último muestreo

        // Actualizar los valores máximo
        if (Leq_dB > maximo) {
            maximo = Leq_dB;
        }
    }
}
GETsend(maximo);

```

```

    }
}
void loop() {

}

//Conexión a wifi//
void wificonnect()
{
    WiFiMulti.addAP("****", "*****"); //de acuerdo a la red a la que deseo conectarme

    Serial.println("Conneting");
    while(WiFiMulti.run() != WL_CONNECTED)
    {
        Serial.print(".");
        delay(100);
    }
    Serial.print("Connected to HOTSPOT..\n");
}

//Envío de datos a Thing Speak
void GETsend(float data)
{
    HTTPClient http;
    String url = "http://api.thingspeak.com/update?api_key=";
        url += api_key;
        url += "&field";
        url += field_no;
        url += "=";
        url += data;
    http.begin(url);

    Serial.print("HTTP REQUEST SENT, Waiting for response\n");

    int httpCode = http.GET();

    if(httpCode > 0) {

        Serial.printf("Sensor data uploaded sucessfully");
        digitalWrite(ONBOARD_LED,HIGH);
        delay(3000);
        digitalWrite(ONBOARD_LED,LOW);
    }
    else
    {
        Serial.printf("Failed to connect to server");
        digitalWrite(ONBOARD_LED,LOW);
    }
    http.end();
    delay(16000);
}

```