

Development of a Vibrotactile Wristband Prototype: A Strategy to Reduce Noise Exposure in a NICU

Thaily Padilla Montes, Eng.¹; Yaro Cáceres Teruel, MSc.¹

¹Facultad de Ingeniería, Universidad Tecnológica Centroamericana (UNITEC), Honduras
thailypadilla@unitec.edu, yaro.caceres@unitec.edu.hn

Abstract— *Excessive noise in Neonatal Intensive Care Units (NICUs), mainly caused by clinical alarms, poses a risk to the neurological and auditory development of newborns and contributes to fatigue among healthcare personnel. This paper presents the design and preliminary validation of a wireless vibrotactile bracelet prototype intended to reduce noise exposure by transforming visual alarms into vibrotactile signals directly perceived by staff. The system comprises a transmitter module, based on an ESP32 microcontroller and a TCS3200 color sensor for alarm detection, and a receiver module in the bracelet, which generates vibrations via haptic motors. Experimental validation at the Honduras Medical Center NICU demonstrated a reduction of up to 21 dBA in equivalent sound pressure levels (Leq), highlighting the device's potential as a complementary tool for neonatal safety and clinical ergonomics.*

Index Terms— *Vibrotactile bracelet, clinical alarms, NICU, noise exposure, haptic devices*

Desarrollo de un prototipo de brazalete vibrotáctil: una estrategia para reducir la exposición al ruido en una UCIN

Thaily Padilla Montes, Eng.¹, Yaro Cáceres Teruel, MSc.¹

¹Universidad Tecnológica Centroamericana UNITEC, Honduras
thailypadilla@unitec.edu, yaro.caceres@unitec.edu.hn

Resumen– *El ruido excesivo en las Unidades de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN), principalmente causado por alarmas clínicas, representa un riesgo para el desarrollo neurológico y auditivo de los recién nacidos y contribuye a la fatiga del personal de salud. Este artículo presenta el diseño y la validación preliminar de un prototipo de brazalete vibrotáctil inalámbrico, destinado a reducir la exposición al ruido transformando las alarmas visuales en señales vibrotáctiles percibidas directamente por el personal. El sistema comprende un módulo transmisor, basado en un microcontrolador ESP32 y un sensor de color TCS3200 para la detección de alarmas, y un módulo receptor en el brazalete, que genera vibraciones mediante motores hápticos. La validación experimental en contextos clínicos reales mostró una reducción de hasta 21 dBA en los niveles equivalentes de presión sonora (Leq), destacando el potencial del dispositivo como herramienta complementaria para la seguridad neonatal y la ergonomía clínica.*

Palabras clave– *Brazalete vibrotáctil, alarmas clínicas, UCIN, exposición al ruido, dispositivos hápticos*

I. INTRODUCCIÓN

El ruido ambiental en las Unidades de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN) se ha identificado como un factor de riesgo tanto para los neonatos como para el personal sanitario. Por esta razón, la Organización Mundial de la Salud recomienda que los niveles sonoros en entornos hospitalarios no excedan los 45 dBA durante el día y 35 dBA durante la noche [1]. Sin embargo, múltiples estudios reportan que los niveles en UCIN frecuentemente superan los 80–90 dBA, principalmente debido a las alarmas clínicas de ventiladores mecánicos, monitores multiparámetros y bombas de infusión. [2]. La sobreexposición al ruido en neonatos se asocia con alteraciones en el sueño, estrés fisiológico, disrupciones en el desarrollo neurológico y riesgo de hipoacusia [3]. Por parte del personal, la exposición constante contribuye al fenómeno conocido como fatiga por alarmas, caracterizado por desensibilización auditiva, disminución de la atención y aumento de errores clínicos [4]. Diversas estrategias han sido exploradas para mitigar este problema, incluyendo la optimización de configuraciones de alarma, el rediseño arquitectónico y el uso de tecnologías de monitoreo inteligente [5]. No obstante, estas soluciones presentan limitaciones en su adopción clínica

debido a costos, regulaciones y la necesidad de capacitación continua. En este contexto, los dispositivos vibrotáctiles han surgido como una alternativa prometedora para complementar las alarmas sonoras y visuales. Estos dispositivos convierten señales acústicas o visuales en estímulos hápticos perceptibles directamente por el personal de salud, permitiendo reducir la exposición al ruido sin comprometer la seguridad del paciente [6]. El presente trabajo describe el diseño y la validación preliminar de un prototipo funcional de brazalete vibrotáctil inalámbrico, capaz de detectar alarmas visuales mediante un sensor de color y transformarlas en vibraciones. El objetivo es evaluar su viabilidad como herramienta complementaria para la reducción del ruido en UCIN, contribuyendo tanto a la seguridad neonatal como a la ergonomía del personal clínico.

II. ESTADO DEL ARTE

El ruido en las Unidades de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN) ha sido ampliamente identificado como un problema clínico relevante asociado al uso intensivo de equipos biomédicos. Diversos estudios reportan que los niveles de presión sonora en estos entornos superan con frecuencia los valores recomendados, alcanzando rangos de 70 a 90 dBA, principalmente debido a alarmas, ventiladores y sistemas de monitoreo continuo [7], [8]. Se ha demostrado que incluso incrementos moderados sobre el ruido basal pueden provocar alteraciones del sueño y respuestas fisiológicas adversas en neonatos prematuros, evidenciando su alta vulnerabilidad sensorial. La literatura coincide en que la exposición prolongada al ruido en UCIN genera efectos fisiológicos y neurológicos negativos, tales como aumentos de la frecuencia cardíaca y respiratoria, disminución de la saturación de oxígeno y riesgo de alteraciones del neurodesarrollo. Paralelamente, el personal clínico se ve afectado por la sobrecarga acústica, desarrollando estrés, fatiga auditiva y disminución de la capacidad de respuesta. En este contexto surge la fatiga por alarmas, fenómeno ampliamente documentado, donde la exposición constante a señales no accionables provoca desensibilización y retrasos en la atención de eventos críticos [9], [10]. Diversas estrategias han sido propuestas para reducir el ruido en UCIN, incluyendo modificaciones estructurales, capacitación del personal y ajustes en protocolos de alarmas. Aunque estas intervenciones logran reducciones parciales, los niveles

de ruido suelen permanecer por encima de los límites recomendados, debido a factores como el diseño abierto de las unidades y el uso de equipos biomédicos ruidosos. Esto evidencia la necesidad de enfoques tecnológicos alternativos que no dependan exclusivamente del canal auditivo.

En este sentido, la retroalimentación vibrotáctil ha emergido como una alternativa prometedora para la transmisión de alertas en entornos críticos. Estudios recientes demuestran que los dispositivos vibrotáctiles permiten comunicar información de manera silenciosa, inmediata y no intrusiva, reduciendo la carga cognitiva y auditiva del usuario [5]. La aplicación de esta tecnología en dispositivos portátiles ha mostrado resultados positivos en distintos ámbitos médicos, confirmando su viabilidad y aceptabilidad.

Además de los efectos inmediatos del ruido, diversos estudios han señalado que la exposición acústica en las UCIN actúa como un estresor ambiental crónico. El ruido no solo impacta a través de la vía auditiva directa, sino que también activa mecanismos indirectos relacionados con la alteración del sueño, la comunicación y la regulación emocional. Estas respuestas se asocian con la activación del sistema nervioso central y con cambios fisiológicos sostenidos, incluso a niveles de ruido relativamente bajos, lo que amplifica su impacto negativo en poblaciones vulnerables como los neonatos prematuros [11]. Investigaciones recientes han evidenciado que el daño provocado por el ruido no siempre es clínicamente detectable de forma inmediata. Se ha descrito el fenómeno de “pérdida auditiva oculta”, en el cual la exposición prolongada a ambientes ruidosos genera deterioro en la capacidad de procesamiento auditivo sin una pérdida evidente en los umbrales de audición convencionales. Este tipo de afectación resulta especialmente preocupante en neonatos, dado que puede comprometer el desarrollo neurosensorial y la adquisición del lenguaje a largo plazo [12].

Desde la perspectiva del personal clínico, la literatura destaca que la fatiga por alarmas constituye uno de los riesgos tecnológicos más relevantes en entornos críticos. La elevada cantidad de alarmas falsas o no accionables produce una sobrecarga sensorial constante, generando estrés, agotamiento y una reducción progresiva de la capacidad de respuesta. Este fenómeno ha sido asociado con retrasos en la atención, fallos de comunicación y un incremento en la probabilidad de error clínico, comprometiendo la seguridad del paciente. [13]. En conjunto, el estado del arte pone de manifiesto que, aunque existen múltiples estrategias para mitigar el ruido en las UCIN, persiste una brecha en soluciones que integren reducción acústica y seguridad clínica. Esta evidencia respalda el desarrollo de dispositivos vibrotáctiles portátiles como una alternativa innovadora y eficaz para disminuir la contaminación acústica y mejorar la respuesta del personal sanitario en entornos neonatales.

III. METODOLOGÍA

El desarrollo del proyecto se estructuró en dos fases metodológicas principales: una de estudio, orientada a la

revisión bibliográfica, análisis acústico y selección de componentes tecnológicos; y otra de validación, enfocada en el diseño, construcción y evaluación funcional del prototipo Vibrotáctil en un entorno clínico controlado.

A. Revisión bibliográfica estructurada

Primero se efectuó una revisión bibliográfica estructurada para caracterizar los efectos fisiológicos del ruido en neonatos (alteraciones del sueño, estrés, oxigenación, desarrollo neurológico) y el impacto organizacional (fatiga por alarmas) en UCIN. Se definieron palabras clave, criterios de inclusión (publicaciones 2020–2025) y bases de datos (PubMed, ScienceDirect, Scopus), a fin de consolidar la justificación clínica y tecnológica del prototipo Vibrotáctil. Esta revisión inició el problema y el marco conceptual de la solución.

B. Determinación de protocolo de medición de Presión Sonora

Con el propósito de identificar protocolos normalizados de medición acústica aplicables a UCIN, se aplicó la metodología PRISMA 2020. Se determinaron los criterios de inclusión y exclusión, utilizando las fases de identificación, cribado, elegibilidad e inclusión. El objetivo fue determinar la metodología más apropiada para la cuantificación de los niveles de presión sonora (L_{eq} y L_{max}) en entornos hospitalarios, considerando la altura del micrófono, la distancia a fuentes emisoras, el tiempo de exposición y los parámetros de registro recomendados.

C. Medición de niveles de presión sonora en UCIN

Con los parámetros definidos, se desarrolló la fase experimental de medición acústica en tres Unidades de Cuidados Intensivos Neonatales de Tegucigalpa: el Hospital Escuela Universitario (HEU), el Honduras Medical Center (HMC) y el Instituto Hondureño de Seguridad Social (IHSS). Para la obtención de datos se utilizó un sonómetro de clase II, calibrado conforme a la norma IEC 61672-1, con una altura de captación de 1,08 m y el micrófono orientado hacia los monitores y ventiladores cercanos a las incubadoras. En cada unidad se seleccionarán tres puntos de medición y se registrarán los valores de L_{eq} y L_{max} durante períodos de 10 minutos por punto, en horario matutino. Los datos obtenidos se analizaron mediante estadística descriptiva, comparándolos con los límites máximos establecidos por la Organización Mundial de la Salud (OMS) y la American Academy of Pediatrics (AAP), que recomiendan niveles no superiores a 45 dBA para L_{eq} y 60 dBA para L_{max} . Esta fase permitió determinar la magnitud de la exposición sonora real en las UCIN hondureñas y confirmar la necesidad de una intervención tecnológica [10].

D. Determinación de componentes del prototipo

Una vez caracterizado el entorno acústico, se aplicó Delphi con ingenieros biomédicos y electrónicos para consensuar los componentes del sistema. A partir de cuestionarios sucesivos, los expertos priorizaron microcontrolador, sensores, actuadores

y elementos de interfaz considerando criterios técnicos y disponibilidad local. El consenso justificó el uso de ESP32 para procesamiento/conectividad, TCS3200 para detección visual (por disponibilidad local) y motores ERM para la señal Vibrotáctil; También se tomaron decisiones sobre pantalla y materiales de carcasa.

E. Validación preliminar del prototipo

Se emplearon dos metodologías complementarias: el Análisis FODA y las Escalas de Likert, seleccionadas por su utilidad para evaluar, de forma integral, tanto los aspectos técnicos del sistema como la percepción del usuario. Ambos métodos permitieron abordar la validación desde perspectivas distintas, una analítica y otra perceptual. El análisis FODA es una herramienta estratégica utilizada para evaluar un sistema desde una perspectiva técnica y contextual. [14] En este estudio, se empleó para analizar el funcionamiento y la aplicabilidad del prototipo, con el fin de reconocer sus ventajas, limitaciones y potencial de implementación en entornos clínicos.

Las Escalas de Likert son una metodología cuantitativa utilizada para medir la percepción o aceptación de los usuarios frente a un producto o sistema. En este estudio, se utilizó para evaluar la percepción del personal clínico respecto a la ergonomía, facilidad de uso y aceptación del brazalete Vibrotáctil, aportando una visión centrada en el usuario.

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La revisión bibliográfica inicial permitió identificar una exposición crónica al ruido en las Unidades de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN), con valores promedio reportados entre 70 y 90 dBA, superando ampliamente los límites recomendados por la OMS (45 dBA diurno, 35 dBA nocturno). Esta exposición constante a niveles elevados de ruido genera consecuencias fisiológicas, cognitivas y operativas tanto en los neonatos como en el personal sanitario. En los recién nacidos, el exceso de presión sonora provoca estrés fisiológico, evidenciado por aumentos en la frecuencia cardíaca y respiratoria, así como en los niveles de cortisol salivar. Además, se observa fragmentación del sueño y reducción de las fases REM, lo que puede afectar su maduración neurológica y crecimiento. Estos efectos se asocian con un mayor riesgo de trastornos del neurodesarrollo, especialmente en neonatos prematuros, donde la sobreestimulación auditiva puede derivar en deterioro cognitivo, auditivo y motor [15].

En el personal clínico, el ruido excesivo provoca aumento de la presión arterial, tensión muscular y fatiga, así como deterioro de la atención y de la toma de decisiones. La exposición prolongada también produce fatiga alarmística, un fenómeno en el que la constante repetición de señales sonoras no críticas genera desensibilización e ignorancia de alarmas reales, incrementando el riesgo de eventos adversos. Además, el entorno ruidoso aumenta la carga cognitiva y emocional, favoreciendo el estrés laboral, la somnolencia y el burnout, lo que compromete la calidad del cuidado [10]. El ruido impacta en el vínculo madre-hijo, al interferir con el contacto piel a piel y las sesiones de lactancia, y se asocia con un mayor

riesgo de error clínico, tanto por interrupciones auditivas como por la manipulación innecesaria del neonato ante falsas alarmas [10].

A. Protocolo de medición determinado

Como resultado de la revisión sistemática PRISMA, se identificaron diferentes protocolos estandarizados útiles para tu estudio. Entre los hallazgos más relevantes se destaca que varios trabajos coinciden en ubicar el micrófono entre 1.2 y 1.5 metros de altura, aproximándose a la posición del oído de un neonato en incubadora, y a una distancia de 1 metro de la fuente de alarma, evitando superficies reflectantes que distorsionan el sonido. También se detectó que muchos sonómetros de clase 2 no entregan directamente valores de L_{eq} , por lo que los autores recomiendan calcularlo a partir de series temporales de niveles sonoros instantáneos mediante la fórmula basada en energía promedio (1).

$$L_{eq} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n 10^{\frac{L_i}{10}} \right) \quad (1)$$

Con el protocolo identificado y sus parámetros necesarios se procedió a la medición de presión sonora. Esta tarea se realizó en 3 unidades de cuidados Intensivos Neonatales de tres hospitales en Tegucigalpa, Honduras: 2 hospitales públicos de referencia nacional siendo el primero el Hospital Escuela y el Hospital Honduras Medical Center un hospital privado de alto nivel de complejidad. Como se presenta en la Fig. 1 el diagrama que muestra la distribución de la tecnología médica y las mediciones relativas tomadas en dicha visita. Este análisis tuvo como propósito identificar la magnitud de la exposición al ruido tanto para los neonatos como para el personal clínico. La tabla I muestra un resumen con las mediciones realizadas en los 3 hospitales antes descritos.

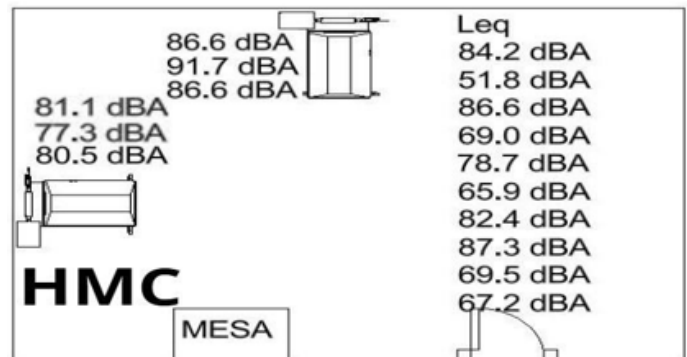


Fig. 1. Medición de presión sonora en el HMC.

La Tabla. I muestra los resultados de las diferentes mediciones realizadas.

El Hospital Honduras Medical Center (HMC) presentó el nivel equivalente continuo (L_{eq}) más alto entre los hospitales evaluados, con un valor de 81.9 dBA, lo que evidencia un entorno acústico considerablemente más ruidoso. Este resultado es relevante considerando que las mediciones se realizaron en

TABLA I
MEDICIONES DE LAS TRES UCIN EN TEGUCIGALPA

Hospital	L_{max} (dBA)	L_{eq} (dBA)
Hospital Escuela	85.9	67.1
Honduras Medical Center	91.7	81.9
IHSS	92.3	65.9

condiciones simuladas y sin presencia de pacientes, lo que sugiere una elevada emisión sonora de los equipos incluso en ausencia de actividad clínica completa.

El hospital del Instituto Hondureño de Seguridad Social (medición mostrada en figura 2), registró el valor máximo de nivel sonoro (L_{max}), con 92.3 dBA; sin embargo, presentó el menor valor de L_{eq} (65.9 dBA). Este patrón indica la presencia de picos sonoros agudos y aislados, mientras que el nivel promedio de ruido durante el periodo de medición se mantuvo relativamente moderado. Este comportamiento podría estar asociado a una menor densidad de dispositivos activos o a mejores condiciones de aislamiento acústico en la unidad.



Fig. 2. Medición con sonómetro en el IHSS

Por su parte, el Hospital Escuela mostró una condición intermedia, con un L_{eq} de 67.1 dBA y un L_{max} de 85.9 dBA, lo que sugiere una UCIN caracterizada por actividad constante y niveles de ruido relevantes, aunque sin alcanzar los valores extremos observados en las otras instituciones. En todos los casos, como se presenta en la Tabla I, los niveles registrados superaron las recomendaciones establecidas por la Organización Mundial de la Salud, que sugieren límites de ≤ 45 dBA

para L_{eq} y ≤ 65 dBA para L_{max} en áreas neonatales. En conjunto, estos resultados evidencian la presencia de un riesgo acústico común en las instituciones evaluadas, con posibles implicaciones tanto para la salud auditiva y el neurodesarrollo de los neonatos como para el bienestar psicológico y el desempeño del personal clínico.

B. Componentes tecnológicos seleccionados para construcción del prototipo

Como paso siguiente, se procedió a la construcción del prototipo, para lo cual fue necesario seleccionar los componentes tecnológicos más adecuados, garantizando su funcionalidad, compatibilidad y viabilidad técnica en entornos hospitalarios. Para ello, se aplicó un método Delphi con la participación de ingenieros biomédicos y electrónicos con experiencia en sistemas embebidos, diseño de hardware y dispositivos médicos. El proceso se desarrolló en dos rondas de consulta estructurada realizadas de manera virtual.

En la primera ronda se evaluaron distintas opciones tecnológicas agrupadas en cuatro categorías: sensores, microcontroladores, actuadores vibrotáctiles y materiales de carcasa. Cada alternativa fue valorada según criterios de confiabilidad, precisión, facilidad de integración, costo y disponibilidad en el mercado nacional. En la segunda ronda se aplicó un cuestionario final con opciones cerradas, orientado a la selección de los componentes definitivos.

Como resultado del consenso alcanzado, se seleccionó un sensor óptico TCS3200 para la detección de alarmas visuales, debido a su adecuado rango espectral, baja latencia, facilidad de calibración y disponibilidad local, lo que permitió evitar el uso de técnicas de procesamiento de imagen. El microcontrolador ESP32 fue elegido de manera unánime por su arquitectura de doble núcleo, conectividad inalámbrica integrada y bajo consumo energético, características que lo hacen adecuado para sistemas portátiles.

Para la notificación háptica se optó por motores vibrotáctiles tipo ERM, considerados más apropiados para esta etapa de desarrollo debido a su simplicidad de control, disponibilidad comercial y robustez mecánica. Finalmente, la carcasa del brazalete fue fabricada mediante impresión 3D en PLA, seleccionado por su ligereza, bajo costo y facilidad para realizar iteraciones rápidas de diseño ergonómico.

En conjunto, el método Delphi permitió definir una arquitectura de sistema funcional, de bajo costo y localmente replicable, compuesta por un sensor TCS3200, un microcontrolador ESP32, actuadores vibrotáctiles ERM y una carcasa impresa en PLA, cumpliendo los requisitos técnicos y operativos establecidos para el prototipo.

C. Diseño del prototipo.

El diseño del prototipo vibrotáctil se desarrolló a partir de los componentes seleccionados mediante el método Delphi, integrando los aspectos mecánicos, electrónicos y funcionales en una arquitectura modular que facilita la validación progresiva y el mantenimiento del sistema. El prototipo fue concebido bajo principios de ergonomía, bajo consumo energético, portabilidad y estabilidad en la comunicación inalámbrica.

El diseño mecánico se realizó utilizando el software SolidWorks, tomando como referencia las dimensiones antropométricas promedio de la muñeca del personal de enfermería, con el fin de asegurar un ajuste cómodo y una adecuada distribución del peso. Se desarrollaron dos versiones del diseño: una orientada a la comodidad del usuario, correspondiente al brazalete receptor mostrado en la imagen X, y otra destinada al módulo de detección de alarmas, correspondiente al módulo emisor, presentado en la Fig. 3.

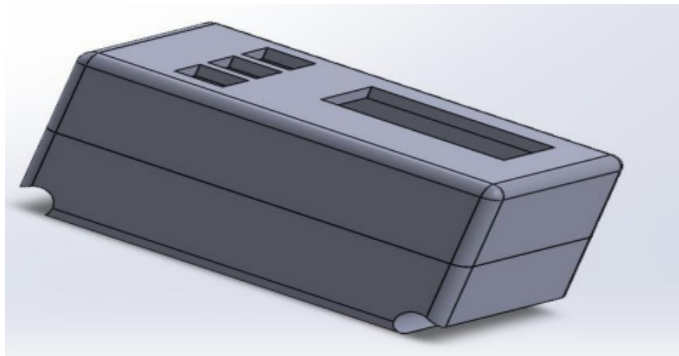


Fig. 3. Diseño de la carcasa del brazalete vibrotáctil.

La carcasa fue fabricada mediante impresión 3D utilizando filamento PLA (ácido poliláctico), seleccionado por su ligereza, adecuada resistencia mecánica y biocompatibilidad básica, lo que permite su uso en contacto con la piel sin riesgo de irritación. Asimismo, el uso de PLA facilitó la iteración del diseño mediante ajustes rápidos en la geometría y las tolerancias, optimizando la rigidez estructural y el ensamblaje de los componentes. El resultado fue una carcasa con un espesor promedio de 2 mm, un peso total inferior a 50 g y cavidades internas diseñadas para alojar los componentes electrónicos y el sistema de sujeción.

En la fase de diseño electrónico, el sistema se estructuró en dos módulos principales, los cuales se muestran en la Fig. 4.

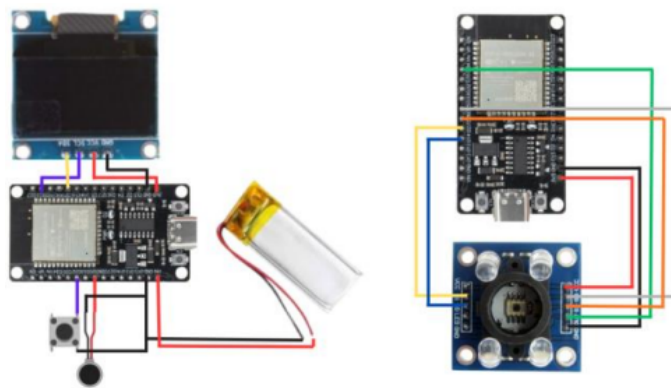


Fig. 4. Arquitectura general del sistema vibrotáctil.

El módulo emisor es el encargado de la detección de alarmas visuales en equipos clínicos. Este módulo integra un microcontrolador ESP32 y un sensor de color TCS3200, calibrado para detectar los colores rojo, correspondiente a

alarmas críticas, y naranja, asociado a alarmas intermedias, en ventiladores Mindray SV300 y monitores MEC2000. El sensor convierte la intensidad luminosa en señales de frecuencia, las cuales son procesadas por el microcontrolador para determinar el color detectado.

El módulo receptor, incorporado en el brazalete vibrotáctil, fue diseñado para recibir la señal inalámbrica proveniente del emisor y activar la respuesta háptica mediante motores ERM (Eccentric Rotary Mass). La comunicación entre ambos módulos se realiza mediante una red Wi-Fi local punto a punto, configurada a través del protocolo ESP-NOW, lo que garantiza una transmisión rápida, bidireccional y de baja latencia.

El circuito receptor se complementó con una pantalla OLED de 0,96 pulgadas, utilizada para mostrar el tipo de alarma detectada, y un pulsador de reinicio que permite al usuario detener la vibración una vez atendida la alerta. La alimentación del sistema se realiza mediante una batería recargable Li-Po de 3,7 V y 600 mAh, la cual proporciona una autonomía aproximada de 4 horas de uso continuo, suficiente para turnos cortos o escenarios de simulación clínica. El funcionamiento general del sistema se resume en el diagrama presentado en la Fig. 5.

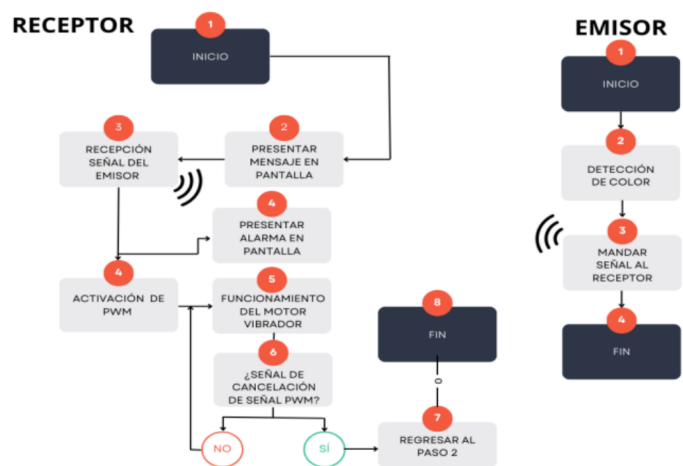


Fig. 5. Diagrama de funcionamiento del sistema vibrotáctil.

Durante las pruebas iniciales, el sistema demostró una detección confiable de los colores rojo y naranja, con una exactitud superior al 95 % bajo condiciones de iluminación controladas. El tiempo de respuesta promedio, medido desde la detección de la alarma hasta la activación del motor vibrotáctil, fue de 0,8 s, valor considerado adecuado para alarmas clínicas de alta prioridad. La conexión inalámbrica se mantuvo estable hasta una distancia de 8 m, sin interrupciones ni pérdida de paquetes de datos, garantizando una cobertura adecuada dentro del entorno de la UCIN.

Desde el punto de vista ergonómico, el sistema de sujeción fue diseñado mediante una correa ajustable de silicona médica, resistente a la humedad y de fácil limpieza, lo que permite su adecuada desinfección entre usos. Además, se verificó la seguridad eléctrica del sistema, asegurando el aislamiento



Fig. 6. Brazalette terminado

completo del circuito interno y el uso de corriente de baja potencia.

Como resultado final, se obtuvo un prototipo funcional completamente operativo, que integra detección óptica de alarmas visuales, comunicación inalámbrica confiable y notificación vibrotáctil directa al usuario.

D. Resultados Validación preliminar.

La validación preliminar del prototipo vibrotáctil (figura 6) se llevó a cabo en la Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN) de un hospital privado de tercer nivel en Honduras (Honduras Medical Center), bajo condiciones controladas y con la participación de personal clínico especializado. El objetivo principal de esta fase fue evaluar la funcionalidad técnica del sistema, la estabilidad de la comunicación inalámbrica, la reducción efectiva del nivel de ruido y la percepción de aceptación y usabilidad del dispositivo.

Previo a las pruebas, se verificó el correcto funcionamiento del sistema, asegurando la calibración del sensor TCS3200 para la detección de colores de alarma y la sincronización de la comunicación entre el módulo emisor y el brazalette receptor.

El protocolo experimental se estructuró en dos escenarios comparativos: (i) un escenario base, con alarmas visuales y auditivas activadas al volumen clínico estándar, y (ii) un escenario con brazalette vibrotáctil, en el que se mantuvieron las alarmas visuales, pero el sonido fue reducido al mínimo permitido y las notificaciones fueron transmitidas al brazalette mediante vibración.

Durante la validación, se empleó un sonómetro Extech 407722 clase 2, calibrado a 94 dB, con registros a una altura de 1.08 m y ponderación A, siguiendo el mismo protocolo de medición utilizado en la etapa de caracterización acústica. Se realizaron cinco mediciones consecutivas por escenario y se

calculó el promedio del nivel equivalente continuo (L_{eq}) y el nivel máximo (L_{max}).

En el escenario base, el nivel L_{eq} promedio fue de 83.6 dBA y el L_{max} alcanzó 95.1 dBA, como se muestra en la Fig. 7, confirmando la elevada carga sonora generada por las alarmas clínicas. Con la implementación del brazalette vibrotáctil (Fig. 8), el L_{eq} se redujo a 62.5 dBA y el L_{max} a 73.4 dBA, lo que representa una disminución global de 21.1 dBA en el nivel equivalente y de 21.7 dBA en el nivel máximo. Esta reducción evidencia la efectividad del sistema para mitigar la exposición al ruido al transferir las notificaciones desde el canal auditivo hacia un canal háptico individualizado.

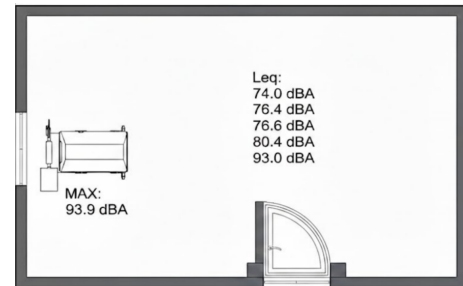


Fig. 7. Escenario base antes del uso del brazalette.

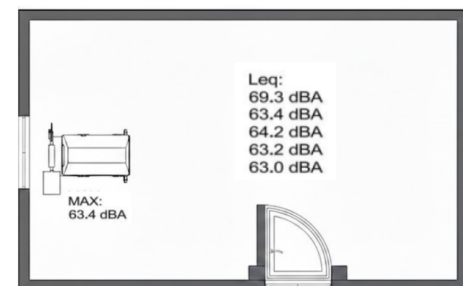


Fig. 8. Escenario con brazalette vibrotáctil.

Además, se evaluó la confiabilidad de la detección óptica y la respuesta vibrotáctil del sistema. El sensor TCS3200 detectó correctamente el color rojo (alarma crítica) y naranja (alarma intermedia) en el ventilador Mindray SV300, con una precisión del 95 %. El tiempo de respuesta entre la detección del color y la activación de la vibración fue de 0.8 s, valor adecuado para garantizar una alerta oportuna en entornos clínicos.

En cuanto a la estabilidad de la comunicación inalámbrica, se verificó que el enlace entre los módulos emisor y receptor, basado en el protocolo ESP-NOW, se mantuvo operativo hasta una distancia de 8 m, sin pérdidas de señal ni retrasos perceptibles. El sistema permaneció estable durante toda la simulación, como se muestra en la Fig. 9, sin interrupciones ni fallos de sincronización, lo que confirma su confiabilidad para la comunicación en tiempo real dentro de la UCIN.

Para evaluar la aceptación, ergonomía y usabilidad del brazalette vibrotáctil, se aplicó una encuesta tipo Likert con cinco niveles de evaluación (1 = desacuerdo, 5 = muy de acuerdo) al personal clínico participante en la validación



Fig. 9. Pruebas del sistema en entorno clínico.

experimental, conformado por dos licenciadas en enfermería y un ingeniero biomédico. Los criterios evaluados fueron: comodidad de uso, facilidad de operación, claridad del estímulo vibrotáctil, percepción de seguridad y utilidad general. Los resultados se resumen en la Tabla II.

TABLA II
RESUMEN DE RESULTADOS DE LA ESCALA DE LIKERT

Criterio evaluado	Promedio
Comodidad de uso	4.5
Facilidad de operación	5.0
Claridad de la vibración	5.0
Percepción de seguridad	5.0
Utilidad general	5.0

El personal destacó que el dispositivo resultó liviano, cómodo y de fácil manejo, con una respuesta háptica rápida y una vibración claramente distinguible entre alarmas críticas e intermedias.

Durante las observaciones cualitativas se identificaron dos aspectos principales de mejora: la autonomía energética del sistema, que presentó una duración aproximada de una hora de uso continuo, considerada limitada para turnos clínicos completos, y el tamaño del módulo receptor, cuya reducción podría mejorar el confort durante el uso prolongado. Estos hallazgos evidencian la necesidad de optimizar la gestión de energía y avanzar hacia un proceso de miniaturización del diseño electrónico y mecánico.

De forma complementaria, se realizó un análisis FODA mediante un cuestionario estructurado, con el objetivo de identificar factores internos y externos que influyen en el desempeño y la futura implementación del sistema. Los resultados muestran que el prototipo presenta un alto potencial como solución biomédica para la reducción del ruido en UCIN, destacando su innovación tecnológica, bajo costo, portabilidad, facilidad de uso y capacidad de integración en entornos clínicos. No obstante, también se identificaron desafíos asociados a la autonomía energética, la necesidad de procesos de capacitación

institucional y la posible resistencia al cambio por parte del personal clínico, así como requerimientos regulatorios en caso de una futura proyección hacia su implementación formal o comercialización.

En conjunto, los resultados de la validación experimental, las encuestas tipo Likert y el análisis FODA demuestran que el prototipo vibrotáctil cumple con los criterios de funcionalidad, seguridad y aceptación clínica, presentando un alto potencial de mejora y escalabilidad. La identificación temprana de sus limitaciones permitirá orientar el rediseño hacia una versión más eficiente, ergonómica y adaptable a los turnos clínicos reales, fortaleciendo su impacto como solución biomédica para la reducción del ruido en UCIN.

V. CONCLUSIONES

El prototipo de brazalete vibrotáctil desarrollado demostró ser funcional, eficaz y ampliamente aceptado por el personal clínico como una alternativa viable para reducir la contaminación acústica en las UCIN. Durante la validación experimental, su implementación permitió disminuir el nivel equivalente de presión sonora (L_{eq}) en 21,08 dBA, sin comprometer la seguridad clínica ni la percepción de las alertas por parte del personal, evidenciando que el sistema constituye una solución tecnológica innovadora, adaptable y segura para entornos neonatales críticos.

La revisión de la literatura y la evidencia clínica confirmaron que los niveles elevados de presión sonora generados por las alarmas auditivas en UCIN tienen un impacto negativo tanto en la salud auditiva y neurológica de los neonatos como en el bienestar físico y emocional del personal. Se identificaron riesgos asociados al estrés, alteraciones del sueño, efectos cardiovasculares y fatiga por alarmas, lo que subraya la necesidad de soluciones tecnológicas que mitiguen el ruido sin comprometer la seguridad de los pacientes.

Las mediciones acústicas realizadas en tres UCIN de Tegucigalpa mostraron niveles de presión sonora por encima de los estándares internacionales recomendados, con L_{eq} superiores a 65 dBA en condiciones basales. Estos hallazgos reflejan un entorno clínico ruidoso, incompatibles con las recomendaciones de la American Academy of Pediatrics, que sugieren mantener niveles por debajo de 45 dBA en áreas neonatales, reforzando la pertinencia de la intervención tecnológica propuesta.

El uso de la técnica Delphi permitió seleccionar, con la participación de expertos, los componentes más adecuados para el desarrollo del brazalete, incluyendo el microcontrolador ESP32, el motor vibratorio con control PWM, la pantalla OLED de 0,96" y el sensor de color TCS3200. Aunque se optó por una batería LiPo de 650 mAh por su ligereza y disponibilidad, la validación posterior evidenció que su autonomía fue insuficiente para cubrir turnos completos, sugiriendo la necesidad de optimizar este componente en futuras iteraciones del prototipo.

Finalmente, la evaluación con el personal de la UCIN del Honduras Medical Center mediante análisis FODA y escala de Likert reflejó una alta aceptación del dispositivo. Se destacaron fortalezas como su facilidad de uso, respuesta rápida y

reducción del estrés clínico. Los participantes manifestaron su preferencia por el sistema vibrotáctil frente a las alarmas sonoras, aunque recomendaron mejorar la autonomía de la batería y reducir el tamaño del módulo receptor, orientando futuras versiones hacia una solución aún más eficiente y ergonómica.

REFERENCES

- [1] S. W. Smith, A. J. Ortmann, and W. W. Clark, "Noise in the Neonatal Intensive Care Unit: A New Approach to Examining Acoustic Events," *Noise & Health*, vol. 20, no. 95, pp. 121–130, 2018. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6122266/>
- [2] S. Khowaja, S. Ariff, L. Ladak, Z. Manan, and T. Ali, "Measurement of sound levels in a neonatal intensive care unit of a tertiary care hospital, Karachi, Pakistan," *Pediatrics & Neonatology*, vol. 63, no. 6, pp. 618–624, Nov. 2022. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1875957222001516>
- [3] K. Crofts, E. Smit, M. Chakraborty, and D. M. W. Walker, "Noise levels in a tertiary neonatal intensive care unit: an observational study," *Journal of Neonatal Nursing*, vol. 31, no. 3, p. 101642, Jun. 2025. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1355184125000274>
- [4] B. A. Nyarko, Z. Yin, X. Chai, and L. Yue, "Nurses' alarm fatigue, influencing factors, and its relationship with burnout in the critical care units: A cross-sectional study," *Australian Critical Care*, vol. 37, no. 2, pp. 273–280, Mar. 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1036731423000930>
- [5] J. Kindel, D. Andreas, Z. Hou, A. Dwivedi, and P. Beckerle, "A Wearable Bidirectional Human–Machine Interface: Merging Motion Capture and Vibrotactile Feedback in a Wireless Bracelet," *Multimodal Technologies and Interaction*, vol. 8, no. 6, p. 44, Jun. 2024, publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2414-4088/8/6/44>
- [6] Z. Ma, Y. Liu, D. Ye, and L. Zhao, "Vibrotactile wristband for warning and guiding in automated vehicles," in *Proceedings of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 2019, pp. 1–6.
- [7] T. Restin, M. Gaspar, D. Bassler, V. Kurtcuoglu, F. Scholkmann, and F. B. Haslbeck, "Newborn Incubators Do Not Protect from High Noise Levels in the Neonatal Intensive Care Unit and Are Relevant Noise Sources by Themselves," *Children*, vol. 8, no. 8, p. 704, Aug. 2021, publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2227-9067/8/8/704>
- [8] S. M. S. Cardoso, L. d. C. Kozłowski, A. B. M. d. Lacerda, J. M. Marques, and A. Ribas, "Newborn physiological responses to noise in the neonatal unit," *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, vol. 81, pp. 583–588, 2015, publisher: Associação Brasileira de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-Facial. [Online]. Available: <https://www.scielo.br/bjorl/a/TD5BLkHzy9K7RmwpCxcgfJN/?lang=en>
- [9] E. A. M. Michels, S. Gilbert, I. Koval, and M. K. Wekenborg, "Alarm fatigue in healthcare: a scoping review of definitions, influencing factors, and mitigation strategies," *BMC Nursing*, vol. 24, p. 664, Jun. 2025. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC12181921/>
- [10] H. R. Anderson, A. C. Borgen, R. Christnacht, J. Ng, J. G. Weller, H. N. Davison, P. A. Noseworthy, R. Olson, D. O'Laughlin, L. Disrud, and A. H. Kashou, "Stats on the desats: alarm fatigue and the implications for patient safety," *BMJ Open Quality*, vol. 12, no. 3, Jul. 2023, publisher: British Medical Journal Publishing Group. [Online]. Available: <https://bmjopenquality.bmj.com/content/12/3/e002262>
- [11] Y. Fan, J. Liang, X. Cao, L. Pang, and J. Zhang, "Effects of Noise Exposure and Mental Workload on Physiological Responses during Task Execution," *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 19, no. 19, p. 12434, Jan. 2022, publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1660-4601/19/19/12434>
- [12] A. M. Kamerer, J. G. Kopun, S. E. Fultz, C. Allen, S. T. Neely, and D. M. Rasetschwane, "Examining physiological and perceptual consequences of noise exposure," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 146, no. 5, pp. 3947–3959, Nov. 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1121/1.5132291>
- [13] C. Benincasa, K. Bailey, and A. Eliades, "Alarm Fatigue Reduction in a Single Patient Room Neonatal Intensive Care Unit," *OJIN: The Online Journal of Issues in Nursing*, vol. 29, no. 2, Mar. 2024. [Online]. Available: <https://ojin.nursingworld.org/table-of-contents/volume-29-2024/number-2-may-2024/articles-on-previously-published-topics/ alarm-fatigue-reduction/>
- [14] M. J. Page, J. E. McKenzie, P. M. Bossuyt, I. Boutron, T. C. Hoffmann, C. D. Mulrow, L. Shamseer, J. M. Tetzlaff, E. A. Akl, S. E. Brennan, R. Chou, J. Glanville, J. M. Grimshaw, A. Hróbjartsson, M. M. Lalu, T. Li, E. W. Loder, E. Mayo-Wilson, S. McDonald, L. A. McGuinness, L. A. Stewart, J. Thomas, A. C. Tricco, V. A. Welch, P. Whiting, and D. Moher, "The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews," *BMJ*, vol. 372, p. n71, Mar. 2021, publisher: British Medical Journal Publishing Group Section: Research Methods & Reporting. [Online]. Available: <https://www.bmj.com/content/372/bmj.n71>
- [15] S. Das, P. Chakraborty, R. Bora, and P. Chakraborty, "Sound levels and its effect on physiology of low birth weight newborns in a special care newborn unit — a prospective observational study," *Egyptian Pediatric Association Gazette*, vol. 71, no. 1, p. 30, Jun. 2023. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1186/s43054-023-00176-9>