Científica

vol. 30, no. 2, July-December 2026, pp. 01-16
ISSN 2594-2921, Instituto Politécnico Nacional, MÉXICO
e300206 | DOI: 10.46842/ipn.cien.v30n2a06

ARTICLE

Sistema embebido de bajo costo para adquisición y visualización en tiempo real de señales fotopletismográficas mediante ESP32-S3, BLE Y MAX30102

Low-Cost Embedded System for Real-Time Acquisition and Visualization of Photoplethysmographic Signals Using ESP32-S3, BLE, and MAX30102

Jesús E. **Miranda Vega** [1]
Wendy **García González** [2]
Vanessa **López Gastelum** [3]
Rafael I. **Ayala Figueroa** [4]
Ricardo E. **Lozoya Ponce** [5]
José A. **Núñez López** [6]
Guillermo **Prieto Avalos** [7]

Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Mexicali, Mexicali, MÉXICO
[1] ORCID: 0000-0003-0618-0455 / elias.miranda@itmexicali.edu.mx
[3] ORCID: 0009-0000-3281-4867 / a22760224@itmexicali.edu.mx
[4] ORCID: 0000-0001-9988-1626 / rafaelivan@itmexicali.edu.mx
[7] ORCID: 0000-0001-8941-5015 / guillermoprieto@itmexicali.edu.mx

Universidad Autónoma de Baja California, Facultad de Ingeniería Mexicali, MÉXICO
[2] ORCID: 0009-0007-3188-7299 / wendy.garcia26@uabc.edu.mx

Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Chihuahua, Chihuahua, MÉXICO
[5] ORCID: 0000-0001-9927-2011 / ricardo.lp@chihuahua.tecnm.mx

Universidad Politécnica de Baja California, Mexicali, MÉXICO
[6] ORCID: 0000-0002-5583-8957 / janunezl@upbc.edu.mx

https://científica.site

Recibido 13/07/2026, aceptado 25/09/2026, publicado 12/10/2026.

 Creative Commons License: Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International CC BY-NC-SA 4.0

Resumen

Este trabajo presenta una plataforma de bajo costo para monitoreo fotopletismográfico en tiempo real basada en un ESP32-S3 SuperMini, un sensor MAX30102 operando a 200 muestras por segundo y una interfaz gráfica de usuario (GUI) para PC. El sistema establece comunicación Bluetooth Low Energy (BLE) entre el nodo embebido y la interfaz de escritorio para transmitir simultáneamente las señales infrarroja (IR) y roja (RED). En el lado embebido, el firmware adquiere, empaqueta y envía las señales PPG crudas, además de estimar la frecuencia cardiaca en latidos por minuto (BPM) para cada canal. En la PC, la GUI muestra en tiempo real las señales recibidas y los valores de BPM correspondientes, proporcionando un entorno práctico y accesible de monitoreo. La principal contribución de este trabajo radica en la integración de la adquisición de señales PPG de doble canal en tiempo real, la transmisión mediante BLE, la estimación embebida de BPM, la visualización mediante una GUI de escritorio y la validación experimental en una única plataforma compacta y de bajo costo. La arquitectura propuesta está orientada a aplicaciones biomédicas de bajo costo y ofrece una solución compacta para adquisición de señales, comunicación inalámbrica, visualización y estimación fisiológica básica. Los resultados experimentales muestran que la plataforma puede capturar y transmitir de forma confiable ambos canales, lo que la convierte en una base sólida para trabajos futuros de procesamiento PPG más avanzado. Adicionalmente, el desempeño del sistema fue validado mediante la comparación de la frecuencia cardiaca estimada con las mediciones obtenidas a partir de dos dispositivos médicos de referencia: un oxímetro de pulso y un baumanómetro digital. Los resultados evidenciaron una concordancia adecuada entre las mediciones, respaldando la viabilidad de la plataforma propuesta para aplicaciones de monitoreo fisiológico no invasivo.

Palabras clave: fotopletismografía, esp32-s3, max30102, bluetooth low energy, frecuencia cardiaca en latidos por minuto, saturación de oxígeno periférica.

Abstract

This paper presents a low-cost real-time photoplethysmography (PPG) monitoring platform based on an ESP32-S3 SuperMini, a MAX30102 sensor operating at 200 samples per second, and a desktop graphical user interface (GUI). The proposed system establishes Bluetooth Low Energy (BLE) communication between the embedded node and the PC interface to stream both infrared (IR) and red (RED) channels simultaneously. On the embedded side, the firmware acquires, packages, and transmits the raw PPG signals while estimating the heart rate in beats per minute (BPM) for each channel. On the desktop side, the GUI displays the received signals and the corresponding BPM values in real time, providing a practical and accessible monitoring environment. The main contribution is the integration of real-time dual-channel PPG acquisition, BLE transmission, embedded BPM estimation, desktop GUI visualization, and experimental validation within a single compact and low-cost platform. The proposed architecture is aimed at low-cost biomedical applications and offers a compact solution for signal acquisition, wireless communication, visualization, and basic physiological estimation. Experimental results show that the platform can reliably capture and transmit both channels, supporting its use as a foundation for future work on more advanced PPG processing and physiological monitoring applications. Furthermore, the system performance was validated by comparing the estimated heart rate against measurements obtained from two medical reference devices: a pulse oximeter and a digital sphygmomanometer. The results demonstrated good agreement between the measurements, supporting the feasibility of the proposed platform for non-invasive physiological monitoring applications.

Index terms: photoplethysmography, esp32-s3, max30102, bluetooth low energy, heart rate in beats per minute, peripheral oxygen saturation.

CC BY-NC-SA 4.0

I. Introducción

El incremento de la demanda sobre los servicios hospitalarios constituye un desafío creciente para los sistemas de salud, particularmente en lo relativo a la gestión eficiente del tiempo de atención. Las demoras prolongadas en la realización de procedimientos rutinarios, como la toma de signos vitales, representa una pérdida sustantiva de recursos operativos y contribuyen a una asistencia no sostenible por parte de los servicios de salud. Estas demoras no solo deterioran la eficiencia institucional, sino que también afectan negativamente la experiencia del paciente. Es decir, pueden retrasar intervenciones clínicas posteriores. En este contexto, la optimización de los procesos de medición biométrica emerge como una prioridad estratégica para reducir tiempos de espera, mejorar la calidad del servicio y mitigar la presión sobre la capacidad hospitalaria. En Europa, se estima que una ocupación hospitalaria cercana al 85% se considera un máximo operativo para reducir el riesgo de falta de camas [1], mientras que la OMS advierte además un déficit proyectado de 950,000 trabajadores de salud en la región para 2030 [2]. Estos indicadores revelan un sentido de urgencia para mejorar los procesos de atención a pacientes.

Por otro lado, estudios recientes muestran que la medición manual de signos vitales consume alrededor de 4 a 5 minutos por paciente [3]. Esto implica una pérdida de tiempo mientras el paciente espera ser atendido. Entre estos signos o parámetros fisiológicos, que con frecuencia son monitorizados, figuran la frecuencia cardiaca [4], la saturación de oxígeno SpO_2 [5], las fases del sueño [6], la actividad electrodermal (EDA) [7], la presión arterial (PA) [8], la frecuencia respiratoria [9], la temperatura cutánea, así como la actividad física y el movimiento.

En este contexto, resulta imprescindible incorporar sistemas informáticos basados en conectividad WiFi y Bluetooth Low Energy (BLE) dentro de las soluciones embebidas de monitorización sanitaria para garantizar la captura continua y la transmisión eficiente de signos vitales. La combinación de BLE para la adquisición local de datos desde sensores portátiles y de WiFi para el transporte de información hacia plataformas clínicas permite optimizar el consumo energético de los dispositivos, reducir la latencia en la entrega de lecturas críticas y facilitar la interoperabilidad con la infraestructura hospitalaria existente. Asimismo, la integración de estas tecnologías habilita el monitoreo remoto de pacientes en tiempo real, permitiendo la supervisión continua fuera del entorno clínico y favoreciendo una atención médica más oportuna y personalizada.

La fotopletismografía (PPG) es una técnica ampliamente conocida y estudiada en bioingeniería. Su principal uso es principalmente en tareas de monitorización de parámetros fisiológicos. Actualmente existen muchos dispositivos vestibles, como los relojes inteligentes que proporcionan medidas de SpO_2 y frecuencia cardíaca (FC) que utilizan esta técnica. Un sensor PPG consta fundamentalmente de un diodo emisor de luz (LED) que ilumina el tejido y de un fotodetector que registra la luz transmitida o reflejada. Según la posición del LED y del fotodetector, los dispositivos PPG se clasifican en: tipo transmisivo y reflectante, cada uno con implicaciones distintas en cuanto a colocación, sensibilidad y aplicaciones clínicas [10].

En este trabajo se propone el desarrollo de una plataforma de bajo costo para el monitoreo PPG y la estimación de FC, basada en un microcontrolador ESP32-S3 SuperMini, un sensor MAX30102 y una interfaz GUI para visualización en tiempo real. La arquitectura implementada integra la adquisición de señales PPG en los canales rojo e infrarrojo, la transmisión inalámbrica mediante BLE y el procesamiento básico para la estimación de parámetros fisiológicos. Las principales contribuciones de este trabajo se resumen a continuación:

CC BY-NC-SA 4.0

- Diseño e implementación de una GUI de escritorio para el monitoreo PPG en tiempo real, permitiendo la visualización simultánea de las señales de los canales rojo (RED) e infrarrojo (IR), adquiridas a una frecuencia de 200 muestras por segundo, junto con sus valores estimados de frecuencia cardiaca.

- Desarrollo de una plataforma embebida compacta y de bajo costo basada en ESP32-S3 SuperMini y MAX30102, capaz de realizar adquisición continua de las señales PPG y estimación de la frecuencia cardiaca a partir de ambos canales ópticos.

- Integración de un esquema de comunicación inalámbrica BLE entre el sistema embebido y la computadora personal, permitiendo la transmisión en tiempo real de las señales PPG y de los parámetros fisiológicos estimados para su monitoreo mediante la GUI.

- Validación experimental de la plataforma mediante dispositivos médicos de referencia, comparando la FC estimada con las mediciones de un oxímetro de pulso y un baumanómetro digital, con el propósito de evaluar la concordancia de la solución propuesta para monitoreo fisiológico no invasivo.

- Integración de adquisición PPG, procesamiento embebido, comunicación BLE, visualización en tiempo real y validación experimental en una única plataforma compacta y de bajo costo, diferenciándola de implementaciones centradas únicamente en la adquisición o transmisión de señales fisiológicas

La organización del artículo es la siguiente: en la Sección 2 se revisa el estado del arte relacionado con la presente investigación; en la Sección 3 se describen los materiales como, el hardware, incluyendo especificaciones y configuración experimental; la Sección 4 presenta la propuesta de monitorización basada en datos procedentes de un dispositivo vestible, detallando la adquisición, el procesamiento de las señales de pulso y el esquema de clasificación utilizado; la Sección 5 describe los resultados obtenidos en el presente trabajo; la Sección 6 sintetiza las conclusiones principales, discute las implicaciones prácticas y propone líneas futuras de trabajo.

II. Estado de arte

El desarrollo de sistemas para el monitoreo de parámetros fisiológicos se apoya tanto en fundamentos teóricos del procesamiento de señales como en innovaciones recientes en el ámbito del Internet de las Cosas (IoT). A continuación, se presentan los trabajos que sustentan esta investigación:

La interpretación de señales biológicas requiere de un marco teórico robusto para garantizar la fidelidad de los datos. En este sentido, [11] proporciona una base crítica para el procesamiento estadístico de señales cerebrales (EEG), detallando métodos esenciales de filtrado de artefactos y extracción de características, los cuales resultan fundamentales para el estudio de bioseñales complejas. En el ámbito de la señal óptica de pulso, el trabajo de revisión de [12], describe los principios y aspectos relevantes para comprender mejor la fotopletismografía y sus aplicaciones clínicas en la medición fisiológica. Complementando estas bases, [13] han demostrado la eficacia de integrar estas señales con algoritmos de Inteligencia Artificial para el diagnóstico automático de patologías, marcando la pauta hacia la medicina predictiva y el monitoreo autónomo.

CC BY-NC-SA 4.0

A. Implementaciones en IoT y Dispositivos de Bajo Costo

En años recientes, la investigación se ha desplazado hacia la democratización del monitoreo mediante hardware accesible y de bajo consumo, utilizando componentes similares a los propuestos en este trabajo. [14] presenta un sistema de monitoreo en tiempo real basado en el microcontrolador ESP32 y el sensor MAX30102, destacando la eficiencia del protocolo MQTT para la transmisión de datos hacia la nube, con baja latencia y alta precisión en la captura de SpO_2.

En [15] se presenta la implementación de un oxímetro de pulso basado en el módulo WiFi ESP8266, el cual actúa como componente principal para el establecimiento de la comunicación inalámbrica y la transmisión de datos hacia un servidor Node.js. El dispositivo permite el monitoreo remoto de la saturación de oxígeno y del pulso cardíaco.

El trabajo [16] presenta una GUI basada en PPG para la enseñanza interactiva de conceptos de procesamiento de señales, tales como periodicidad, ruido, jitter y detección de picos. Los resultados obtenidos muestran que la herramienta contribuyó a mejorar el aprendizaje de los estudiantes y fue valorada positivamente como recurso didáctico.

En [17] se desarrolla una GUI basada en MATLAB para el análisis de medidas de complejidad y entropía en señales fisiológicas como ECG, PPG y respiración. La herramienta integra métodos avanzados de procesamiento y visualización de datos, lo que permite evaluar de manera más efectiva los cambios fisiológicos en comparación con los métodos lineales convencionales.

De manera similar, [18] valida la viabilidad técnica de esta arquitectura para la detección de apnea del sueño, subrayando la importancia del modo *Deep Sleep* del ESP32 para maximizar la autonomía energética en dispositivos vestibles (wearable). Finalmente, el estudio [19] integra estos nodos sensores en una arquitectura de salud remota (Remote Health Monitoring System), empleando el procesamiento local para detectar anomalías cardiovasculares y emitir alertas preventivas en tiempo real dentro un ecosistema IoT.

B. Dispositivos Bluetooth

Actualmente, las redes inalámbricas ofrecen numerosas ventajas, desde la reducción del cableado tradicional de los dispositivos, una mayor flexibilidad en la colocación de los equipos, la compatibilidad con diversos dispositivos, una amplia oferta de hardware y una velocidad de transmisión en constante aumento.

El Bluetooth es una tecnología inalámbrica cuyo objetivo es eliminar todo tipo de cableado, exceptuando el de alimentación en los dispositivos fijos y portátiles, al igual que mejorar la conexión entre dispositivos. La tecnología Bluetooth está pensada para adaptarse a dispositivos de pequeño tamaño y bajo costo, por lo que es ampliamente utilizada en ordenadores portátiles y teléfonos móviles, principalmente para establecer pequeñas redes de comunicación, denominadas piconets, mediante las cuales cualquier dispositivo puede intercambiar información con otros. Las características que más se destacan en los dispositivos con Bluetooth son su robustez, bajo consumo y bajo costo. Esta tecnología comprende tanto el hardware como el software, con el objetivo de garantizar la interoperabilidad y compatibilidad con otros dispositivos, sin importar el fabricante [20]. Las principales características del Bluetooth son que manejan una frecuencia de operación de 2.4 GHz (banda ISM), con alcances desde 10 metros (clase 2) hasta más de 100 metros (clase 1). Su versión BLE permite velocidades de hasta 2 Mbps con topologías de punto a punto y redes tipo malla (Bluetooth Mesh), utilizando salto de frecuencia (*frequency hopping*) para evitar interferencias [21]. En BLE, la comunicación se organiza mediante servicios y características dentro del perfil GATT. El servicio es un conjunto de datos relacionados para una función específica. Las características contienen los valores, propiedades y descriptores. Se utilizan

CC BY-NC-SA 4.0

identificadores UUID de 16 bits para servicios estándar y 128 bits para personalizados. El GATT maneja roles de Servidor (contiene los datos) y Cliente (accede a ellos). Las interacciones incluyen lectura, escritura, notificación e indicación [22].

El siguiente trabajo [23] presenta un sistema vestible para la adquisición de señales PPG mediante tecnología BLE, desarrollado para estimar la tasa de respiración. Este dispositivo utiliza el modo reflectante para captar las señales a partir de una banda colocada en la muñeca. En [24] se investiga la factibilidad de implementar un sistema inalámbrico para la adquisición de señales PPG intraauriculares mediante BLE, así como su integración en una aplicación web para el monitoreo y análisis de las señales adquiridas.

III. MATERIALES

Esta sección describe los materiales y componentes utilizados en el desarrollo e implementación del trabajo. Adicionalmente, se especifican los dispositivos de monitorización integrados y se destacan las capacidades operativas de la GUI diseñada.

A. Sensor de Pulso MAX30102

El MAX30102 es un módulo sensor diseñado para la monitorización de signos vitales, como la FC y la SpO_2. Este es ampliamente en dispositivos vestibles comerciales; puede colocarse en la muñeca o en el dedo índice para la adquisición de señales fisiológicas. El sensor integra dos LED, uno de espectro rojo de 660 nm y otro infrarrojo de 880 nm, además de fotodiodos encargados de medir la luz reflejada. El dispositivo cuenta con un convertidor analógico-digital (ADC) con una resolución de 18 bits y puede trabajar con frecuencias de muestreo desde 50 SPS (de sus siglas en inglés *samples per second*) hasta 3200 SPS. El consumo del módulo puede alcanzar hasta 50 mA durante su funcionamiento; no obstante, mediante programación es posible activar modos de bajo consumo que reducen la corriente a aproximadamente 0.7 µA. Una ventaja destacable del MAX30102 es la integración del acondicionamiento de la señal, por ejemplo, amplificación y filtrado analógico, lo que resulta esencial para mitigar el ruido y los artefactos externos que pueden comprometer la precisión de las mediciones.

Además, el sensor incluye cancelación de luz ambiental, rechazo de frecuencias de 50 Hz a 60 Hz producidas por iluminación artificial y compensación de temperatura para mejorar la precisión de las lecturas. En la Fig. 1 se muestran los módulos internos que componen la arquitectura del sensor MAX30102.

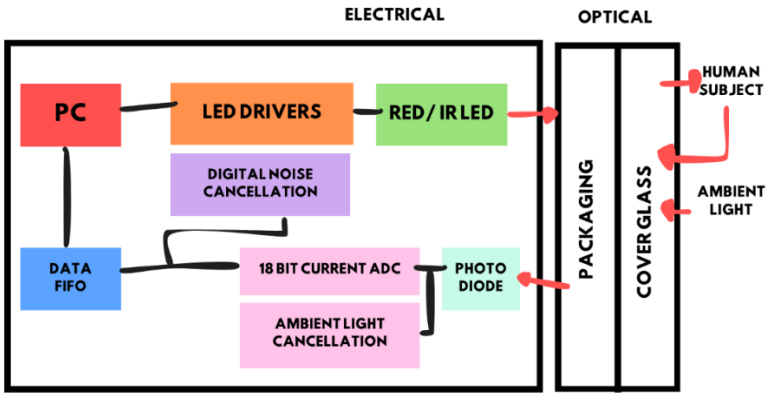

Fig. 1. Arquitectura interna del sensor biosensor MAX30102. Se observa la integración de los LEDs rojo e infrarrojo (emisor) y el fotodetector (receptor) dentro de un mismo encapsulado óptico. El sistema destaca por su ADC de 18 bits y sus algoritmos de cancelación de luz ambiental, diseñados para obtener lecturas precisas de SpO_2 y ritmo cardíaco a través del contacto con la piel.

CC BY-NC-SA 4.0

B. Microcontrolador ESP32-S3

El ESP32-S3 es un microcontrolador de propósito general que pertenece a la familia ESP32, una serie de sistemas en chip SoC, (de sus siglas en inglés *System on a Chip*) desarrollados por Espressif Systems. Una de las principales ventajas de esta arquitectura es la integración de conectividad Wi-Fi y BLE en un solo circuito integrado. Esto optimiza su uso en aplicaciones IoT, al garantizar un bajo consumo energético y costos reducidos en comparación con otros dispositivos comerciales. A diferencia de otros microcontroladores tradicionales como Arduino, el ESP32 puede soportar tareas más exigentes, incluyendo transmisión y recepción de datos inalámbricos, gestión avanzada de periféricos e incluso procesamiento multimedia, como codificación y decodificación de audio.

La versión ESP32-S3 es una de las más potentes y versátiles de esta familia, destacándose por su capacidad para aplicaciones de IA en el borde. Este microcontrolador cuenta con un procesador de doble núcleo y aceleración vectorial, lo que permite ejecutar tareas relacionadas con inteligencia artificial directamente en la placa sin necesidad de procesamiento externo. Estas características permiten que el ESP32-S3 sea una excelente opción para aplicaciones de monitoreo, procesamiento de señales biomédicas y dispositivos inteligentes de bajo consumo [25] , [26].

C. Esquema experimental para la captura de las señales PPG

En esta subsección se describe el esquema experimental empleado para la captura simultánea de señales PPG y parámetros cardiovasculares de referencia. El montaje incluye un sensor MAX30102 conectado a un ESP32-S3 para la adquisición de la señal PPG mediante la GUI propuesta, un oxímetro comercial colocado en otro dedo para obtener mediciones de referencia y un monitor automático de presión arterial colocado en la muñeca para registrar parámetros cardiovasculares, como la presión arterial y la frecuencia de pulso. En el caso de este último dispositivo solo registramos la frecuencia cardiaca cada 30s debido a las características propias de este. Esta configuración permite comparar las señales obtenidas por dos dispositivos médicos de referencia bajo un mismo entorno de medición y analizar su concordancia en frecuencia cardiaca con nuestra propuesta.

Para la validación experimental se empleó un baumanómetro automático de presión arterial de muñeca Omron HEM-6160-E, un dispositivo clínicamente validado para la medición de parámetros cardiovasculares. En cuanto al oxímetro de pulso digital, se utilizó un dispositivo del distribuidor P. Bee Levy. Las principales especificaciones técnicas consideradas de estos dispositivos se presentan a continuación:

- **Oxímetro**: la Frecuencia de pulso se encuentra en rango de 30 BPM a 240 BPM, y su Precisión de la medición: ±1 BPM o ±1 % del valor medido, considerando el criterio que resulte mayor.

- **Baumanómetro**: Rango de medición de presión arterial: 60-260 mmHg (sistólica) y 40-215 mmHg (diastólica) y su Precisión de la presión arterial: ±3 mmHg. Rango de medición de frecuencia cardiaca: 40-180 BPM.

Fig. 2 muestra un esquema experimental para la adquisición simultánea de parámetros cardiovasculares: un sensor MAX30102 conectado a un ESP32-S3 (interfaz GUI) colocado en el dedo índice, un oxímetro comercial P. Bee Levy en el dedo medio para registro PPG y SpO_2, un monitor de presión arterial Omron HEM-6160-E en la muñeca izquierda para medición oscilométrica de presión y frecuencia de pulso.

CC BY-NC-SA 4.0

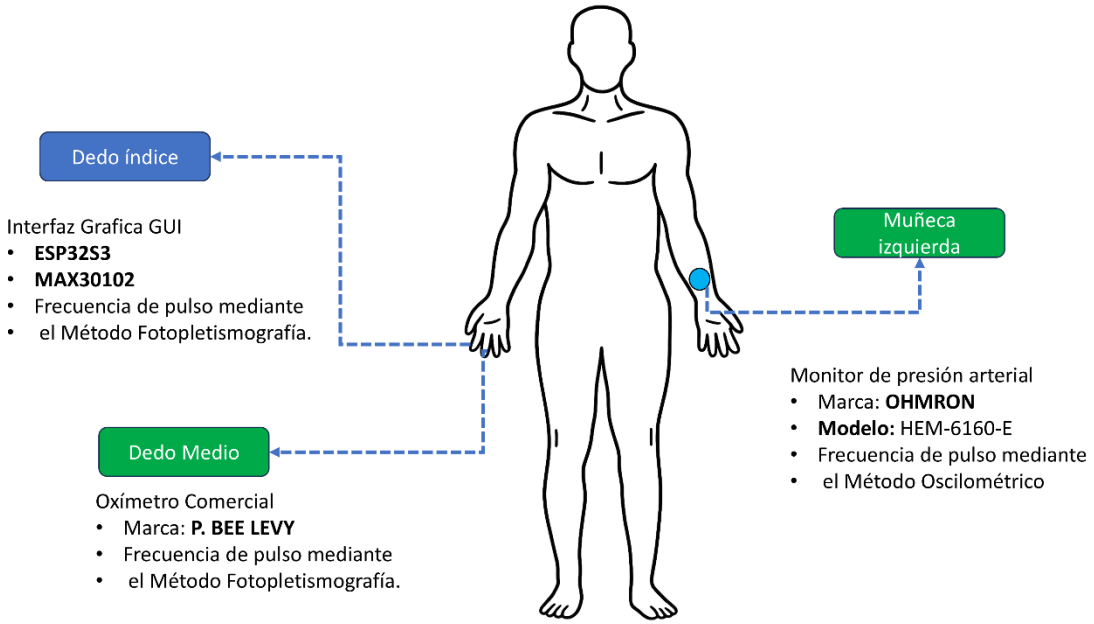

Fig. 2. Esquema experimental sobre la colocación simultánea de MAX30102+ESP32-S3 en dedo índice, oxímetro P. BEE LEVY en dedo medio y Omron HEM-6160--E (oscilométrico) en muñeca izquierda; señales sincronizadas para comparar frecuencia cardiaca.

IV. Interfaz gráfica de usuario

La GUI se desarrolló como el módulo encargado de la adquisición, visualización y supervisión en tiempo real de la señal PPG procedente del sensor integrado en el ESP32. Esta capa de software permitió establecer la comunicación BLE con el dispositivo, recibir los datos de los canales infrarrojo (IR) y rojo (RED), y mostrarlos de forma continua para su análisis durante el proceso de monitoreo. De este modo, la GUI se integró como una herramienta operativa dentro del flujo metodológico, facilitando la evaluación preliminar del estado fisiológico del paciente y contribuyendo a optimizar los tiempos de espera previos a la atención médica mediante una observación rápida, ordenada y no invasiva.

En la Fig. 3 se presenta la pantalla principal de la interfaz gráfica desarrollada, en la que se observa la visualización en tiempo real de la señal PPG obtenida a partir de los canales IR y RED, así como la estimación de la frecuencia cardiaca para cada uno de ellos.

CC BY-NC-SA 4.0

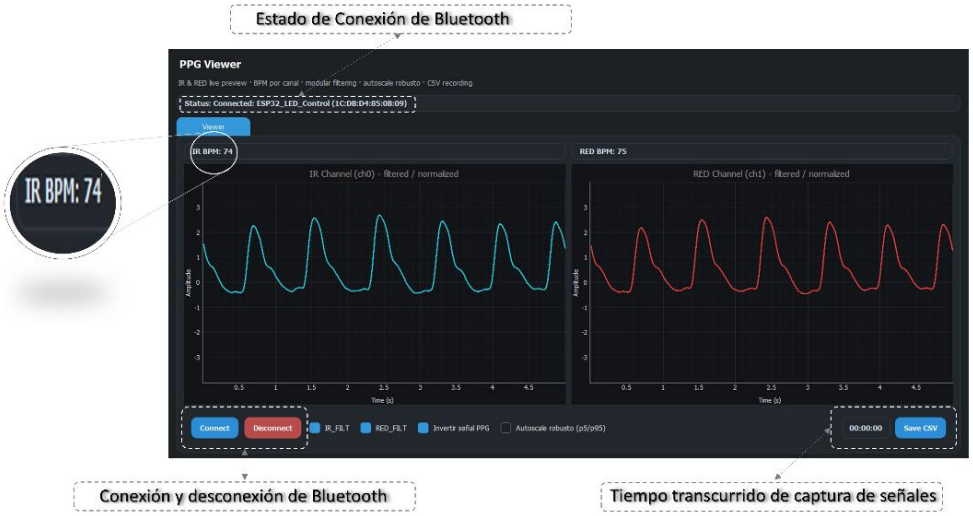

Fig. 3. Pantalla principal de la GUI mostrando la visualización en tiempo real de la señal PPG adquirida por el sensor MAX30102 en los canales infrarrojo (IR) y rojo (RED), junto con la estimación de BPM para cada canal.

A. Filtrado digital de la señal PPG

En este trabajo, se empleó un filtro Butterworth de tercer orden con banda de paso entre 0.5 y 5 Hz, intervalo que conserva la mayor parte de la información fisiológicamente relevante de la PPG en reposo, incluyendo la componente pulsátil asociada a la actividad cardiaca. Este filtro se eligió debido a su respuesta en magnitud monótona en la banda de paso, lo que evita ondulaciones que podrían alterar la interpretación morfológica de la señal.

La señal PPG fue muestreada a F_s = 200 Hz, la frecuencia de Nyquist fue de 100 Hz, por lo que las frecuencias normalizadas de corte se definieron de la siguiente manera:

$$f_{L,n} = \frac{0.5}{F_s/2}, f_{H,n} = \frac{5}{F_s/2} \tag{1}$$

Este preprocesamiento digital permitió mejorar la relación señal-ruido y preparar la señal PPG para etapas posteriores de detección de pulsos, estimación de frecuencia cardiaca y análisis comparativo entre canales.

B. Detección de picos e intervalo pulso-pulso

Una vez filtrada la señal PPG, se procedió a la detección de los picos sistólicos, los cuales corresponden a los máximos locales de la componente pulsátil asociados con cada ciclo cardiaco. La localización de estos picos constituye una etapa crítica del procesamiento, ya que de ella dependen la estimación de los intervalos entre latidos y el cálculo de la frecuencia cardiaca instantánea.

CC BY-NC-SA 4.0

Sea $x_f[n]$ la señal PPG filtrada. La detección de picos genera el conjunto de índices

$$\mathcal{P} = \{p_1, p_2, \dots, p_K\}, \tag{2}$$

donde cada p_k denota la posición temporal de un pico sistólico válido. Para evitar detecciones espurias, únicamente se conservaron aquellos picos separados por intervalos fisiológicamente plausibles. En particular, si F_s representa la frecuencia de muestreo, el intervalo entre picos consecutivos se definió como

$$RR_k = \frac{p_{k+1} - p_k}{F_s}, k = 1,2, \dots, K-1, \tag{3}$$

expresado en segundos. Posteriormente, se aplicó una depuración de valores no fisiológicos, conservando solamente aquellos intervalos dentro del rango

$$RR_{\min} \leq RR_k \leq RR_{\max}, \tag{4}$$

con $RR_{\min} = 0.25\ s$ y $RR_{\max} = 2.5\ s$, lo cual permite descartar detecciones erróneas asociadas con ruido, artefactos de movimiento o errores de segmentación.

A partir de los intervalos válidos, la frecuencia cardiaca instantánea se estimó mediante la relación inversa entre el periodo cardiaco y la frecuencia en latidos por minuto:

$$HR_k = \frac{60}{RR_k}. \tag{5}$$

Esta expresión proporciona una estimación, latido a latido de la frecuencia cardiaca, más sensible a las variaciones temporales que una estimación promedio sobre ventanas largas. Para asociar cada valor de frecuencia cardiaca instantánea con un instante representativo en el eje temporal, se asignó al punto medio entre dos picos consecutivos:

$$t_{HR,k} = \frac{p_k + p_{k+1}}{2F_s}. \tag{6}$$

De esta manera, cada estimación HR_k queda vinculada al centro del intervalo cardiaco correspondiente, lo que facilita su visualización y análisis comparativo entre canales de adquisición.

En el caso de que una segmentación contuviera menos de dos picos válidos, no fue posible calcular intervalos interlatido, por lo que no se generó estimación de frecuencia cardiaca instantánea para dicho tramo.

V. Resultados

En esta sección de resultados se muestran las capacidades de la GUI desarrollada, la cual permite capturar la señal PPG a 200 SPS y almacenar los datos en formato CSV para su posterior análisis.

CC BY-NC-SA 4.0

A. Señales PPG capturadas por la GUI

La Fig. 4 presenta dos señales PPG adquiridas mediante la GUI propuesta. En el Canal 1 (rojo), correspondiente a la señal obtenida con el LED rojo, la amplitud presenta un rango aproximado de −500 a 1100 unidades, mientras que en el Canal 2 (infrarrojo), correspondiente a la señal adquirida mediante el LED infrarrojo, este rango se encuentra entre −2000 y 3000 unidades. Los marcadores en rojo identifican los máximos locales de la señal, los cuales se emplean para estimar la frecuencia cardíaca, expresada en BPM.

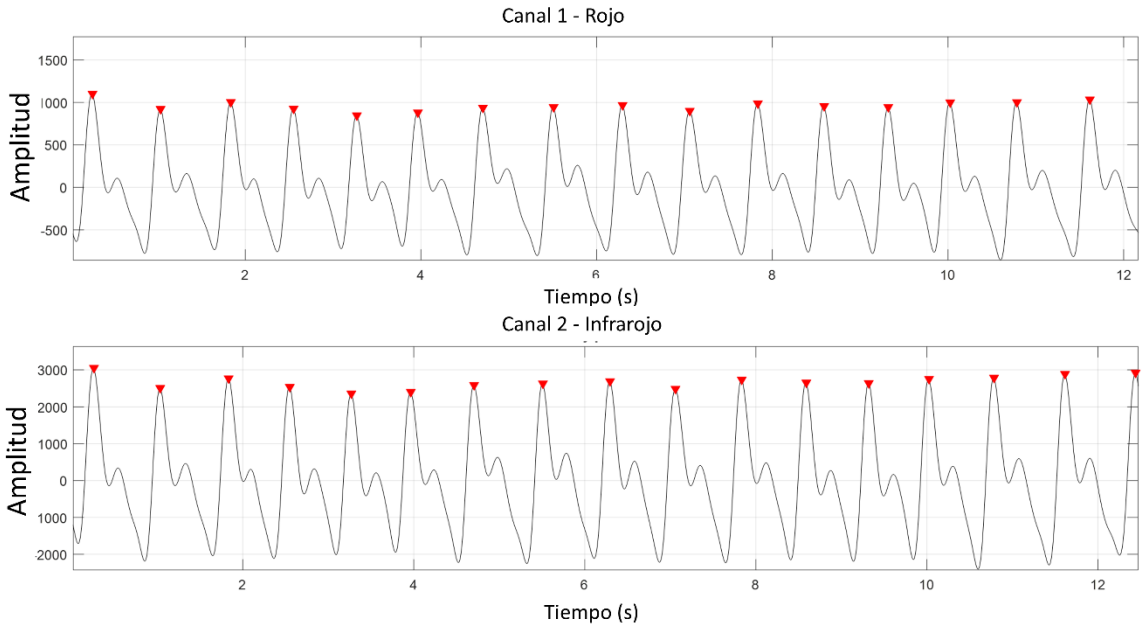

Fig. 4. Señales PPG capturadas en canales rojo e infrarrojo con picos periódicos marcados; el canal infrarrojo muestra mayor amplitud.

B. Estadísticos descriptivos de dispositivos de referencia vs GUI

En la Tabla 1 se presenta los estadísticos descriptivos de la frecuencia cardiaca obtenidos mediante el baumanómetro (Bauma), el oxímetro comercial (Oxi) y la GUI propuesta para los cinco sujetos evaluados. En general, las medias de frecuencia cardiaca mostraron una elevada concordancia entre los tres métodos de medición, observándose diferencias máximas de aproximadamente 1 BPM para un mismo sujeto. Los valores promedio obtenidos por la GUI fueron comparables a los registrados por el baumanómetro y el oxímetro comercial en los sujetos evaluados, lo que indica similitud en los valores obtenidos bajo las condiciones experimentales consideradas, sin establecer una concordancia estadística entre los métodos. Asimismo, las desviaciones estándar presentaron magnitudes similares entre los dispositivos, lo que sugiere una variabilidad comparable dentro de la muestra analizada. Aunque en algunos sujetos, como S2, la GUI mostró una dispersión ligeramente superior (DE = 7 BPM) respecto al oxímetro comercial (DE = 6 BPM) y al baumanómetro (DE = 4 BPM), estas diferencias se mantuvieron dentro de un rango de variabilidad comparable entre los tres dispositivos en los cinco sujetos evaluados. En conjunto, estos resultados sugieren que el sistema basado en ESP32-S3, BLE y MAX30102 proporciona estimaciones de frecuencia cardíaca similares a las obtenidas mediante los dispositivos de referencia en los cinco sujetos evaluados y bajo las condiciones experimentales establecidas. Cabe mencionar que en este análisis se incluye la frecuencia cardíaca proporcionada por el baumanómetro; sin embargo, debe considerarse que este dispositivo realiza la lectura de los parámetros fisiológicos entre 25 y 30 s después de iniciar la

CC BY-NC-SA 4.0

Científica, vol. 30, no. 2, pp. 01-16, July-December 2026,
ISSN 2594-2921, Instituto Politécnico Nacional, México
e300206 | DOI: 10.46842/ipn.cien.v30n2a06

medición. A pesar de esta diferencia en el tiempo de adquisición, los valores registrados por el baumanómetro presentaron similitud con los obtenidos mediante el oxímetro comercial y la GUI dentro de la muestra analizada, sin que esta comparación permita establecer equivalencia o concordancia estadística entre los métodos.

TABLA 1
ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS POR SUJETO PARA BAUMA, OXI Y GUI. DESVIACIÓN ESTÁNDAR (DE).

Estadístico	S1			S2			S3			S4			S5		
	Bauma	Oxi	GUI	Bauma	Oxi	GUI	Bauma	Oxi	GUI	Bauma	Oxi	GUI	Bauma	Oxi	GUI
DE	3	3	3	4	6	7	2	2	3	4	4	4	2	3	2
Media	60	60	61	86	87	86	73	73	74	87	74	74	74	74	74

C. Prueba no paramétrica de Mann-Whitney U

Para comparar dos muestras independientes sin asumir normalidad, se empleó la prueba no paramétrica de Mann-Whitney U. Esta prueba contrasta la hipótesis nula de que ambas muestras provienen de la misma distribución, frente a la alternativa de que presentan una diferencia en su localización o tendencia central [27]. En este trabajo, se consideró una diferencia estadísticamente significativa cuando $p < 0.05$.

En la Tabla 2, se observa una concordancia consistente entre la frecuencia cardiaca estimada mediante la GUI propuesta y la registrada por el oxímetro de referencia en los cinco sujetos evaluados. Las medias y medianas reportadas por ambos métodos presentan diferencias marginales, lo que sugiere un comportamiento similar en la tendencia central de las mediciones obtenidas bajo las condiciones experimentales consideradas, sin establecer concordancia estadística entre ambos métodos.

TABLA 2
COMPARACIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA OBTENIDA MEDIANTE EL OXÍMETRO DE REFERENCIA (OXI) Y LA GUI PROPUESTA PARA CADA SUJETO.

Sujeto	Método	N	Media	Mediana	DE	p
Sujeto 1	**OXI**	416	**60.178**	**60.000**	**3.115**	0.0755
	GUI	416	60.891	60.223	4.335	
Sujeto 2	OXI	601	87.494	88.000	6.016	0.1253
	GUI	601	86.333	87.466	6.963	
Sujeto 3	OXI	638	72.873	73.000	2.446	0.3525
	GUI	638	72.993	72.560	3.760	
Sujeto 4	OXI	624	74.223	73.000	4.469	0.8980
	GUI	624	74.168	73.261	4.851	
Sujeto 5	OXI	600	74.267	74.000	2.817	0.9817
	GUI	600	74.348	73.830	3.380	

La Fig. 5 muestra la estimación de densidad de la frecuencia cardiaca medida por el oxímetro de referencia y por la GUI desarrollada del conjunto global de las muestras. Ambas distribuciones presentan una marcada superposición, con

CC BY-NC-SA 4.0

máximos principales en torno a 60 BPM y 73-74 BPM, así como una componente secundaria cercana a 90-92 BPM. Este comportamiento indica una concordancia global entre ambos sistemas en la caracterización de la frecuencia cardiaca. No obstante, se observan diferencias leves en la altura de los picos locales y en la dispersión alrededor de ciertos intervalos, lo cual puede atribuirse a variaciones propias de la adquisición, al suavizado de la estimación de densidad o a diferencias internas en los algoritmos de cálculo de BPM empleados por cada dispositivo.

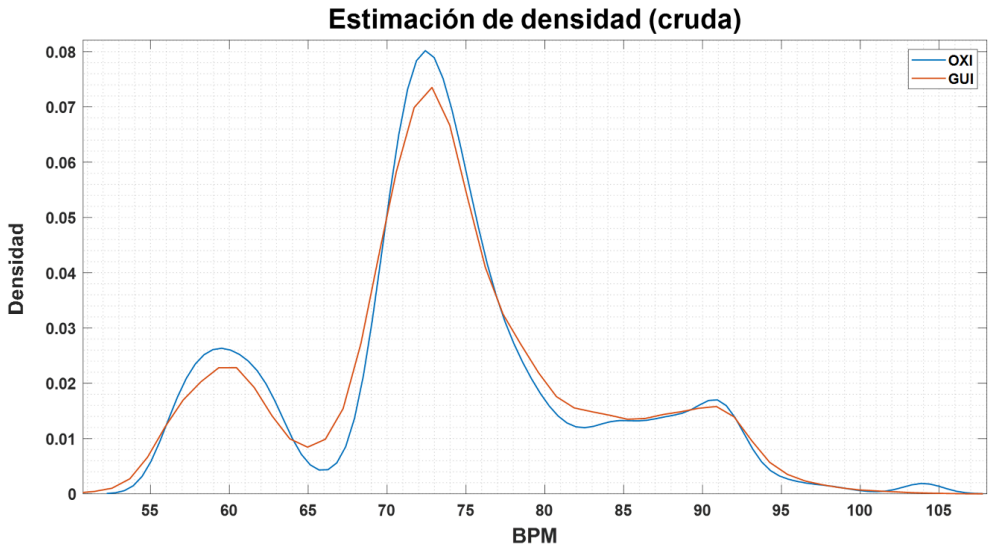

Fig. 5. Estimación de densidad kernel de la frecuencia cardiaca (BPM) obtenida mediante el oxímetro de referencia (OXI) y la GUI. La superposición de ambas distribuciones evidencia una concordancia global entre ambos sistemas de medición.

En Fig. 6 (diagrama de caja y bigotes), se puede apreciar que ambas mediciones exhiben medianas muy similares y una marcada superposición intercuartílica, lo que indica una elevada concordancia en la tendencia central de la frecuencia cardiaca entre el oxímetro comercial (OXI) y la GUI propuesta. No obstante, la GUI presenta una mayor dispersión y una frecuencia más alta de valores extremos. Lejos de interpretarse exclusivamente como una limitación del sistema, esta característica podría reflejar una mayor sensibilidad para preservar la dinámica fisiológica inherente de la señal cardiovascular, incluyendo las fluctuaciones naturales latido a latido asociadas con la variabilidad de la frecuencia cardiaca (HRV). En contraste, los dispositivos comerciales suelen incorporar algoritmos de suavizado y promediado temporal orientados a proporcionar lecturas estables para uso clínico rutinario, lo que puede reducir la expresión de dicha variabilidad fisiológica. Por tanto, la distribución observada en la GUI sugiere que el sistema basado en ESP32-S3, BLE y MAX30102 no solo mantiene una adecuada concordancia con el dispositivo de referencia en términos de frecuencia cardiaca promedio, sino que además conserva información potencialmente útil para análisis cardiovasculares más profundos basados en la variabilidad temporal de los intervalos cardíacos.

CC BY-NC-SA 4.0

Científica, vol. 30, no. 2, pp. 01-16, July-December 2026,
ISSN 2594-2921, Instituto Politécnico Nacional, México
e300206 | DOI: 10.46842/ipn.cien.v30n2a06

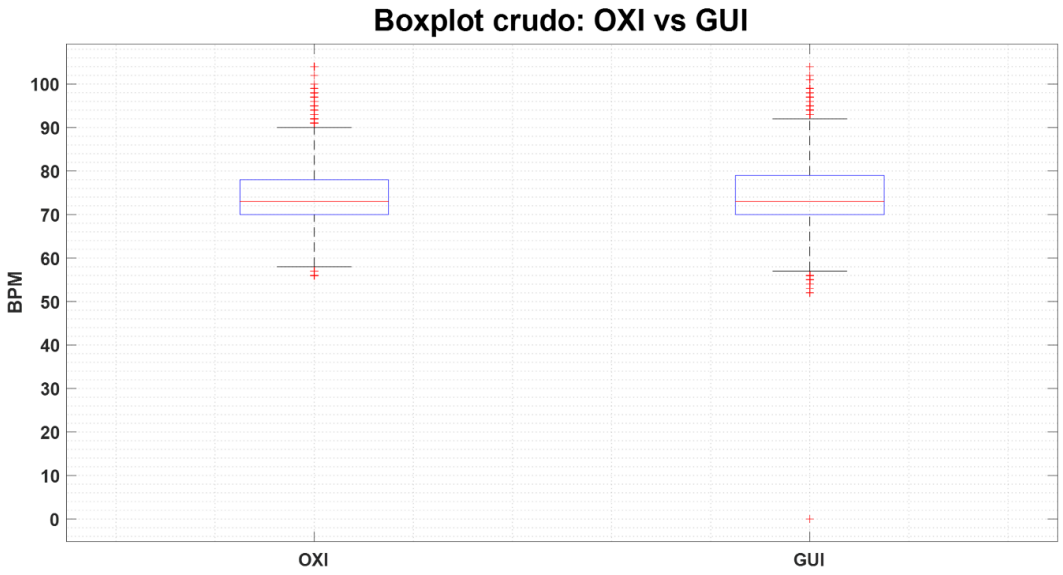

Fig. 6. Comparación de distribuciones de frecuencia cardiaca (BPM) entre el oxímetro de referencia (OXI) y la interfaz propuesta (GUI) mediante diagrama de cajas.

VI. Conclusiones

Este trabajo presentó una GUI desarrollada con ESP32 y comunicación BLE para la transmisión de señales PPG en rojo e infrarrojo, adquiridas a 200 SPS, con el fin de facilitar su visualización y análisis fisiológico en tiempo real. Además, la propuesta fue evaluada mediante la comparación de la frecuencia cardiaca estimada con la referencia de un baumanómetro y un oxímetro, lo que permitió establecer una base experimental para valorar su desempeño como sistema de monitoreo no invasivo bajo las condiciones experimentales consideradas en este estudio.

Adicionalmente, con base en los resultados mostrados en la Tabla 2, los valores de significancia estadística obtenidos en todos los casos ($p > 0.05$) indican que no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones obtenidas con la propuesta y los métodos de referencia. Estos resultados sugieren un comportamiento comparable en las condiciones evaluadas; sin embargo, el valor de $p > 0.05$ por sí solo no permite establecer una equivalencia estadística entre los métodos. Aunque se aprecian variaciones menores en la dispersión de los datos, éstas no comprometen la consistencia global observada en las mediciones realizadas. Por lo tanto, los resultados respaldan la viabilidad inicial de la GUI para la estimación de frecuencia cardiaca a partir de señales PPG, pero deben interpretarse dentro del alcance de la validación experimental realizada y no como una demostración definitiva de equivalencia con los dispositivos de referencia.

Como trabajo futuro, se plantea incorporar el cálculo de SpO_2 a partir de las señales PPG adquiridas en los canales rojo e infrarrojo, con el propósito de ampliar la funcionalidad de la GUI hacia un sistema de monitoreo fisiológico más completo. Para ello, será necesario implementar etapas adicionales de calibración y procesamiento de señal, incluyendo la estimación del cociente entre ambas longitudes de onda, la compensación de artefactos por movimiento y la validación frente a un oxímetro de referencia bajo diferentes condiciones fisiológicas. Asimismo, será conveniente ampliar la validación experimental mediante un mayor número de mediciones y diferentes condiciones de adquisición, así como incorporar análisis de concordancia, como Bland–Altman y/o pruebas formales de equivalencia, que permitan

CC BY-NC-SA 4.0

caracterizar con mayor rigor la relación entre la propuesta y los dispositivos de referencia. La integración de esta métrica permitirá evaluar de manera conjunta la frecuencia cardiaca y la oxigenación periférica, ampliando las capacidades de la plataforma y proporcionando una base para futuras evaluaciones de su desempeño en aplicaciones de monitoreo fisiológico no invasivo en tiempo real.

CRediT (*Contributor Roles Taxonomy*)

Author's contributions: Conceptualization: JE**MV**, W**GG**; Methodology: V**LG**, RI**AF**; Investigation: RE**LP**, JA**NL**, G**PA**; Writing-original draft preparation: JE**MV**, W**GG**; Writing-review and editing: RE**LP**, JA**NL**; Supervision: V**LG**, RI**AF**; Formal analysis: JE**MV**, W**GG**; Project administration: V**LG**, RI**AF**; Funding acquisition: JE**MV**, W**GG**.

Data Availability Statement: The data supporting the findings of this study are available from the corresponding author upon reasonable request.

Acknowledgements:

The author gratefully acknowledges the support provided by the Secretaría de Ciencia, Humanidades, Tecnología e Innovación (SECIHTI) of Mexico and the Tecnológico Nacional de México (TecNM), Instituto Tecnológico de Mexicali.

Conflict of interest: The authors declare that there is no conflict of interest.

REFERENCES

[1] OECD/European Commission, *Health at a Glance: Europe 2024: State of Health in the EU Cycle*, Paris: OECD Publishing, 2024. doi: https://doi.org/10.1787/b3704e14-en

[2] World Health Organization, *Europe's dependence on foreign-trained doctors and nurses has cross-border ripple effects - finds new WHO/Europe report*, 2025. [Online]. Available: https://iris.who.int/server/api/core/bitstreams/77cd0fdd-aab6-4d11-b018-f7ef68a38d6a/content [Accessed: Jan. 28, 2026].

[3] C. Dall'Ora, P. Griffiths, J. Hope, J. Briggs, J. Jeremy, S. Gerry, O. C. Redfern, "How long do nursing staff take to measure and record patients' vital signs observations in hospital? A time-and-motion study," *International Journal of Nursing Studies*, vol. 118, p. 103921, 2021. doi: https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2021.103921

[4] N. Alugubelli, H. Abuissa, A. Roka, "Wearable devices for remote monitoring of heart rate and heart rate variability - what we know and what is coming," *Sensors*, vol. 22, no. 22, p. 8903, 2022. doi: https://doi.org/10.3390/s22228903

[5] P. Y. Chan, N. P. Ryan, D. Chen, J. McNeil, I. Hopper, "Novel wearable and contactless heart rate, respiratory rate, and oxygen saturation monitoring devices: a systematic review and meta-analysis," *Anaesthesia*, vol. 77, no. 11, pp. 1268-1280, 2022. doi: https://doi.org/10.1111/anae.15834

[6] V. Birrer, M. Elgendi, O. Lambercy, C. Menon, "Evaluating reliability in wearable devices for sleep staging," *NPJ Digital Medicine*, vol. 7, no. 1, p. 74, 2024. doi: https://doi.org/10.1038/s41746-024-01016-9

[7] O. N. Rahma, A. P. Putra, A. Rahmatillah, Y. S. K. A. Putri, N. D. Fajriaty, K. Ain, R. Chai, "Electrodermal activity for measuring cognitive and emotional stress level," *Journal of Medical Signals & Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 155-162, 2022. doi: https://doi.org/10.4103/jmss.jmss_78_20

[8] A. E. Schutte, A. Kollias, G. S. Stergiou, "Blood pressure and its variability: classic and novel measurement techniques," *Nature Reviews Cardiology*, vol. 19, no. 10, pp. 643-654, 2022. doi: https://doi.org/10.1038/s41569-022-00690-0

[9] M. Folke, L. Cernerud, M. Ekström, B. Hök, "Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 41, no. 4, pp. 377-383, 2003. doi: https://doi.org/10.1007/BF02348078

CC BY-NC-SA 4.0

[10] J. Park, H. S. Seok, S.-S. Kim, H. Shin, "Photoplethysmogram analysis and applications: An integrative review," *Frontiers in Physiology*, vol. 12, p. 808451, 2022. doi: https://doi.org/10.3389/fphys.2021.808451

[11] S. Sanei, J. A. Chambers, *EEG Signal Processing: Feature Extraction, Selection, and Classification of EEG Signals*, Wiley, 2021.

[12] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. R1-R39, 2007.

[13] U. R. Acharya et al., "Application of EEG signals in characterizing programs, predicting events, and diagnosing diseases," *Computers in Biology and Medicine*, 2013.

[14] M. S. Ahammed et al., "A low-cost IoT-based real-time vital signs monitoring system," *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, 2021.

[15] G. C. Mota, R. L. López, C. B. Ramos, "Pulse oximeter with Internet data visualization," *Sistemas & Telemática*, vol. 16, pp. 9-18, 2018.

[16] M. Banavar, O. Olugbenle, L. Drake, Y. Afolayanka, A. Rahman, J. Zhang, M. Imtiaz, "WIP: A photoplethysmography graphical user interface for teaching signal processing concepts," in *2024 IEEE Frontiers in Education Conference (FIE)*, Washington, DC, USA, 2024, pp. 1-5.

[17] D. Mayor, D. Panday, H. K. Kandel, T. Steffert, D. Banks, "CEPS: An open access MATLAB graphical user interface (GUI) for the analysis of complexity and entropy in physiological signals," *Entropy*, vol. 23, no. 3, p. 321, 2021. doi: https://doi.org/10.3390/e23030321

[18] N. P. Sari et al., *Design of a wearable device for sleep apnea monitoring using ESP32 and MAX30102*, IEEE Access, 2022.

[19] M. Al Khafajiy, et al., "Remote health monitoring system based on IoT," Future Generation Computer *Systems*, vol. 113, pp. 422-434, 2020.

[20] C. M. Martín Pascual, "Bluetooth: criterios de selección y comparativa con otras tecnologías inalámbricas," Técnica Industrial, no. 298, pp. 76-80, Jun. 2012.

[21] T. S. de Siqueira, "Bluetooth: características, protocolos e funcionamento," Instituto de Computação, Universidade Estadual de Campinas, 2006. [Online]. Available: https://ppgi.belan.pro.br/iot/Artigos/Bluetooth.pdf

[22] L. Burgos Muñiz, "Integración de un sistema de registro y transmisión vía BLE de la actividad bioeléctrica cerebral basado en dispositivos IoT," Trabajo Fin de Grado, Universitat Politècnica de València, 2017.

[23] H. Dubey, N. Constant, K. Mankodiya, "RESPIRE: A spectral kurtosis-based method to extract respiration rate from wearable PPG signals," in *Proc. 2017 IEEE/ACM Int. Conf. on Connected Health: Applications, Systems and Engineering Technologies (CHASE)*, Jul. 2017, pp. 84-89, IEEE.

[24] N. I. Salleh, K. Azudin, K. B. Gan, M. H. Ja'afar, and M. S. F. Mohamad, "Remote Cardiorespiratory Monitoring with an In Ear PPG Device," in *Proc. 8th Int. Conf. on Space Science and Communication*, M. T. Islam et al., Eds., Springer Proceedings in Physics, vol. 303, pp. 323-335, 2024, doi: https://doi.org/10.1007/978-981-97-0142-1_32

[25] Ardumania, "Todo sobre el ESP32: Qué es, cómo funciona y para qué sirve," Ardumania, 2025. [Online]. Available: https://ardumania.es/que-es-el-esp32/

[26] F. J. B. Román, *Microcontrolador ESP32S3. Curso práctico*, RaMa Editorial, 2026.

[27] R. Pawar, P. Mukherji, "Mann-Whitney U Test Based Identification of Significant ECG Features for Improving Accuracy of Major Depressive Disorder Classification," in *2025 International Conference on Advancements in Power, Communication and Intelligent Systems (APCI)*, 2025, pp. 1-6, IEEE.

CC BY-NC-SA 4.0

Científica, vol. 30, no. 2, pp. 01-16, July-December 2026,
ISSN 2594-2921, Instituto Politécnico Nacional, México
e300206 | DOI: 10.46842/ipn.cien.v30n2a06