

Jornadas de Automática

Sistema low-cost para adquisición multimodal de señales fisiológicas

Felipe Cuevas^{a,*}, Eloy Irigoyen Gordo^b, Eukene Imatz Ojanguren^b

^aMáster en Ingeniería de Control, Automatización y Robótica, Escuela de Ingeniería de Bilbao, Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU), Bilbao, España.

^bGrupo de Investigación de Control Inteligente (GICI), Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Escuela de Ingeniería de Bilbao, Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU), Bilbao, España.

To cite this article: Cuevas, F., Irigoyen Gordo, E., Imatz Ojanguren, E. 2026. Low-cost system for multimodal physiological signal acquisition. *Jornadas de Automática*, 47. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2026.47.13825>

Resumen

Este trabajo presenta una plataforma low-cost para la adquisición multimodal, procesamiento local y visualización remota de señales fisiológicas. El sistema integra electrocardiograma (ECG), actividad electrodérmica o respuesta galvánica de la piel (EDA/GSR), frecuencia cardíaca (HR) y saturación periférica de oxígeno (SpO₂) mediante una arquitectura basada en ESP32-C6-DevKitC-1, sensores comerciales de bajo coste y una placa de circuito impreso (PCB) dedicada. La plataforma combina adquisición analógica y digital, acondicionamiento elemental del ECG, transmisión segura hacia una infraestructura remota y un dashboard web para supervisión en tiempo casi real. Se describe la arquitectura hardware, las interfaces de comunicación con los sensores, el flujo de ejecución del firmware, la integración física del prototipo y las pruebas funcionales preliminares. Además, se incluye una estimación de coste basada en precios unitarios de mercado y una caracterización técnica derivada de la configuración implementada en firmware. La propuesta no pretende sustituir un dispositivo médico certificado, sino proporcionar una plataforma experimental reproducible para docencia, prototipado biomédico e investigación aplicada.

Palabras clave: señales fisiológicas, sistemas embebidos, monitorización remota, electrocardiograma, internet de las cosas biomédico, bajo coste

Low-cost system for multimodal physiological signal acquisition

Abstract

This paper presents a low-cost platform for multimodal physiological signal acquisition, local processing and remote visualization. The system integrates electrocardiogram (ECG), electrodermal activity or galvanic skin response (EDA/GSR), heart rate (HR) and peripheral oxygen saturation (SpO₂) using an ESP32-C6-DevKitC-1 architecture, low-cost commercial sensors and a dedicated printed circuit board (PCB). The platform combines analog and digital acquisition, elementary ECG conditioning, secure transmission to a remote infrastructure and a web dashboard for near real-time supervision. The paper describes the hardware architecture, sensor communication interfaces, firmware execution flow, physical integration of the prototype and preliminary functional tests. In addition, a cost estimate based on market unit prices and a technical characterization derived from the firmware configuration are included. The proposed system is not intended to replace a certified medical device, but to provide a reproducible experimental platform for teaching, biomedical prototyping and applied research.

Keywords: physiological signals, embedded systems, remote monitoring, electrocardiogram, biomedical internet of things, low-cost system

*Autor para correspondencia: fcuevas003@ikasle.ehu.eus
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

1. Introducción

La adquisición continua de señales fisiológicas mediante sistemas embebidos y dispositivos portables se ha consolidado como una línea de trabajo relevante en monitorización remota, ingeniería biomédica y análisis automático de series temporales. En particular, los sistemas basados en electrocardiograma (ECG) portátil han evolucionado hacia arquitecturas conectadas, con especial interés en captura continua, procesamiento distribuido y despliegue en escenarios no clínicos (Serhani et al., 2020; Neri et al., 2023). De forma complementaria, la integración de sensores wearables y servicios de Internet de las Cosas (IoT) ha ampliado las posibilidades de seguimiento remoto de variables fisiológicas con soluciones de menor coste y mayor modularidad (Mamdiwar et al., 2021; Abdulmalek et al., 2022).

En este contexto, el presente trabajo desarrolla una plataforma experimental orientada a la adquisición multimodal de ECG, actividad electrodérmica o respuesta galvánica de la piel (EDA/GSR), frecuencia cardíaca (HR) y saturación periférica de oxígeno (SpO₂). El desarrollo se enmarca en un Trabajo Fin de Máster realizado en la Escuela de Ingeniería de Bilbao de la UPV/EHU, en el entorno del Grupo de Investigación de Control Inteligente (GICI). El objetivo no es construir un dispositivo médico certificado, sino una base técnica abierta, reproducible y extensible para prácticas docentes, prototipado biomédico y validación de algoritmos sobre señales fisiológicas.

La motivación del trabajo se sitúa en la necesidad de disponer de plataformas académicas que permitan acceder a la señal fisiológica desde la etapa de adquisición, modificar el procesamiento, estudiar el efecto del hardware sobre la calidad de la medida y visualizar los datos de forma remota. Las soluciones comerciales suelen presentar mayor robustez, pero menor accesibilidad para modificación experimental. Por ello, una plataforma low-cost basada en sensores comerciales, microcontroladores y una PCB propia resulta adecuada para docencia e investigación preliminar, siempre que su alcance se limite a un entorno experimental y se caractericen sus prestaciones técnicas.

En este trabajo se utilizan las siguientes abreviaturas: electrocardiograma (ECG), actividad electrodérmica o respuesta galvánica de la piel (EDA/GSR), fotopletismografía (PPG), frecuencia cardíaca (HR), saturación periférica de oxígeno (SpO₂), placa de circuito impreso (PCB), conversor analógico-digital (ADC), bus Inter-Integrated Circuit (I²C), Internet de las Cosas (IoT), Internet of Medical Things (IoMT), Message Queuing Telemetry Transport (MQTT) y Transport Layer Security (TLS).

La contribución principal del trabajo se apoya en cuatro elementos: integración de sensores comerciales de bajo coste, procesamiento local en el nodo de adquisición, diseño de una PCB dedicada para mejorar la robustez física del sistema y visualización remota a través de una plataforma web. La propuesta también deja preparada la incorporación de módulos de análisis automático, siguiendo la tendencia actual de combinar adquisición portátil con análisis inteligente sobre señales cardiovaskulares (Chicco et al., 2024; Alimbayeva et al., 2024).

2. Arquitectura del sistema

La arquitectura funcional del sistema se resume en la Figura 1. La cadena propuesta parte de la captura física de señales fisiológicas, continúa con el procesamiento local en el nodo embebido, contempla una etapa futura de clasificación automática y finaliza en una infraestructura remota para almacenamiento y visualización.



Figura 1: Diagrama de bloques funcional del sistema propuesto. La cadena incluye adquisición mediante sensores integrados en PCB, procesamiento local, etapa prevista de clasificación automática, plataforma remota y visualización de datos.

El nodo principal del sistema es una placa ESP32-C6-DevKitC-1, encargada de coordinar la lectura de sensores, el empaquetado temporal de muestras y la comunicación con la plataforma remota. Sobre este nodo se integran señales con comportamiento y requisitos distintos. El ECG exige mayor frecuencia de muestreo y mayor atención a ruido, calidad de contacto y desplazamiento de línea base; la EDA/GSR presenta una dinámica más lenta; y la PPG permite estimar HR y SpO₂. Esta naturaleza multimodal resulta de interés en entornos de monitorización remota y teleasistencia, donde la combinación de variables puede aportar mayor contexto fisiológico que un único canal aislado (Olmedo-Aguirre et al., 2022; Mamdiwar et al., 2021).

La Tabla 1 resume los elementos de adquisición y las interfaces utilizadas. Esta información delimita técnicamente el sistema y responde a la necesidad de especificar el tipo de comunicación empleado con cada sensor.

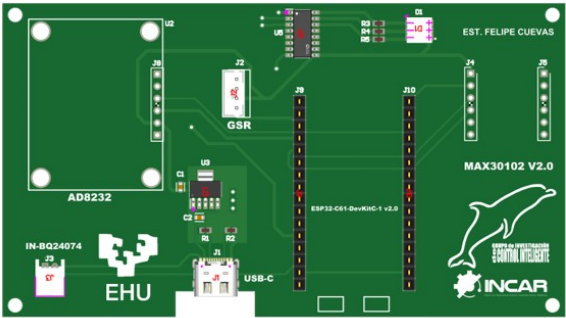
Tabla 1: Elementos de adquisición e interfaces de comunicación del prototipo.

Variable	Módulo	Interfaz
ECG	AD8232	ADC, 250 Hz
Lead-off ECG	AD8232	Entradas digitales
EDA/GSR	Sensor GSR	ADC, 1 Hz
HR y SpO ₂	DFRobot Blood Oxygen	I ² C, 100 kHz
Nodo embebido	ESP32-C6-DevKitC-1	Wi-Fi / USB
Telemetría remota	AWS IoT Core	MQTT sobre TLS
Dashboard local	Servidor web embebido	HTTP, puerto 80

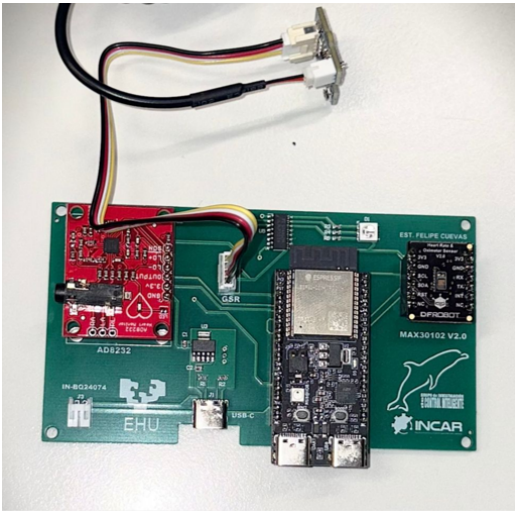
La arquitectura remota se compone de un servicio de gestión, una base de datos para almacenamiento temporal o histórico y un dashboard web para consulta y supervisión. En esta capa se implementa comunicación MQTT sobre TLS hacia AWS IoT Core, con autenticación basada en certificados X.509. Esta decisión se alinea con buenas prácticas de seguridad en sistemas IoMT, donde la autenticación del dispositivo, la protección del canal y la gestión de riesgos son aspectos críticos (Svandova and Smutny, 2024).

3. Plataforma hardware

La Figura 2 muestra la evolución desde el diseño electrónico hasta la implementación física del prototipo. En la PCB se integran las conexiones para el módulo ECG AD8232, el sensor óptico DFRobot Blood Oxygen, la entrada del sensor GSR/EDA y la placa ESP32-C6-DevKitC-1, junto con alimentación y conectividad USB-C. Esta integración reduce cableado, simplifica el montaje y mejora la repetibilidad de las conexiones frente a una versión basada exclusivamente en módulos sueltos.



(a) Diseño de la PCB en Altium Designer.



(b) Prototipo físico ensamblado.

Figura 2: Integración hardware del sistema: diseño de la PCB y realización física del prototipo.

La Figura 3 recoge los principales módulos empleados. El sistema combina un frontal analógico para ECG, un sensor óptico para HR y SpO₂, una sonda GSR/EDA y el microcontrolador principal. La decisión de usar módulos comerciales en la fase inicial permite acelerar la validación funcional, mientras que la PCB dedicada actúa como etapa intermedia hacia una plataforma más compacta y estable.



Figura 3: Módulos principales utilizados en el prototipo: placa ESP32-C6-DevKitC-1, módulo ECG AD8232, sensor óptico DFRobot Blood Oxygen para HR y SpO₂, y sonda GSR/EDA.

El carácter low-cost de la plataforma se justifica mediante una estimación económica de los elementos principales. La Tabla 2 presenta una estimación orientativa en euros, incluyendo envío, para un lote inicial de cinco unidades. La fabricación y ensamblaje de las PCB incluye los componentes montados en placa, excepto los módulos externos AD8232, SEN034, pulsioxímetro y ESP32. Los valores pueden variar según proveedor, disponibilidad y condiciones de compra.

Tabla 2: Estimación del coste unitario del prototipo para un lote de cinco unidades, incluyendo envío.

Elemento	Coste aprox.
Fabricación y ensamblaje PCB con componentes integrados, excepto módulos externos, 90 EUR / 5 placas	18.00 EUR
ESP32-C6-DevKitC-1	8.00 EUR
Módulo ECG AD8232	4.50 EUR
Módulo SEN034 / sensor EDA-GSR	6.00 EUR
Módulo pulsioxímetro / MAX30102	4.00 EUR
Total aproximado por unidad	40.50 EUR

Esta estimación corresponde a un lote reducido de cinco prototipos. El coste unitario puede disminuir en fabricaciones mayores, por ejemplo en lotes de 20 unidades, debido a la distribución del coste de preparación, ensamblaje y envío entre un mayor número de placas.

4. Adquisición y procesamiento local

El firmware realiza la lectura periódica de señales, la comprobación de estados básicos, el empaquetado temporal y la preparación de datos para transmisión o visualización. La Figura 4 resume el flujo lógico del programa principal. Este diagrama aclara la relación entre adquisición, procesamiento y envío de datos.

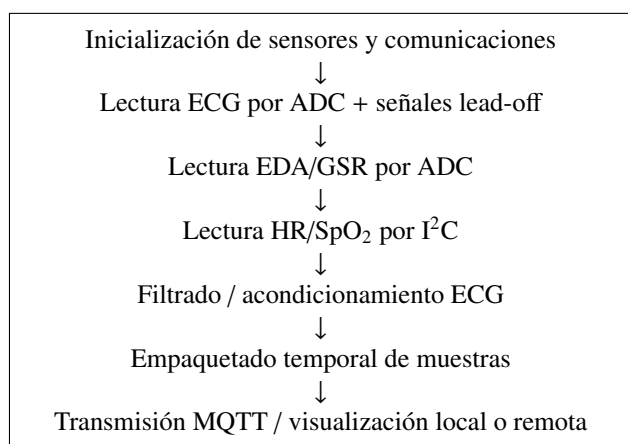


Figura 4: Flujo lógico del programa principal para adquisición, procesamiento elemental y transmisión de datos.

La señal ECG se adquiere a través del ADC del ESP32 con una frecuencia objetivo de 250 Hz. La temporización se implementa mediante `micros()`, con un periodo de muestreo de $4000\ \mu\text{s}$. Cada muestra se obtiene desde el ADC configurado con resolución de 12 bits y atenuación de 11 dB.

La señal ECG se centra inicialmente restando el valor medio del ADC de 12 bits. Posteriormente se aplica un acondicionamiento digital compuesto por dos filtros IIR de primer orden: un filtro pasa-altos con frecuencia de corte de 0.7 Hz y un filtro pasa-bajos con frecuencia de corte de 40 Hz. El primero reduce el desplazamiento de línea base asociado a respiración, movimiento o variaciones lentas del contacto electrodo-piel, mientras que el segundo atenúa componentes de alta frecuencia no deseadas. El objetivo de este procesamiento no es realizar diagnóstico clínico, sino mejorar la estabilidad visual de la señal y facilitar etapas posteriores de análisis.

El sistema mantiene un buffer circular de 500 muestras ECG, equivalente a una ventana temporal de 2 s a 250 Hz. Para la transmisión remota, se extraen bloques de 125 muestras, correspondientes a 500 ms de señal. Por tanto, la publicación de paquetes ECG se realiza nominalmente cada 500 ms, con una frecuencia de envío de 2 Hz. Cada paquete incluye además valores de HR, SpO_2 , EDA/GSR, estado de lead-off, condición ECG estimada y probabilidad asociada.

La señal EDA/GSR se actualiza a 1 Hz. En cada actualización se promedian 25 lecturas ADC separadas por $200\ \mu\text{s}$, con el fin de reducir fluctuaciones instantáneas. La tensión se calcula a partir de la relación $V = 3,3 \cdot \text{ADC} / 4095$. Además, se implementa una línea base adaptativa mediante un filtro exponencial con $\alpha = 0,02$, y se reporta la variación relativa como diferencia entre la tensión instantánea y dicha línea base.

La frecuencia cardíaca y la saturación periférica de oxígeno se obtienen mediante un sensor óptico DFRobot Blood Oxygen conectado por I²C a la dirección 0x57, con el bus configurado a 100 kHz. La lectura se actualiza a 1 Hz. Para evitar valores espurios, se aplica un filtro de plausibilidad que acepta únicamente HR entre 45 y 180 lat/min y SpO_2 entre 80 y 100 %. Además, se exige la presencia de tres lecturas válidas consecutivas para aceptar dedo presente y dos lecturas inválidas consecutivas para reiniciar el estado. También se rechazan saltos superiores a 20 lat/min en HR o 4 puntos porcentuales en SpO_2 . Las variables finales se suavizan mediante filtros exponenciales con $\alpha = 0,35$ para HR y $\alpha = 0,25$ para SpO_2 .

La Figura 5 muestra una captura del entorno de prueba local. Esta figura permite justificar visualmente la existencia de la cadena de adquisición y procesamiento. No obstante, una captura gráfica no sustituye la caracterización cuantitativa del sistema, por lo que se incorporan métricas específicas en la sección de resultados.

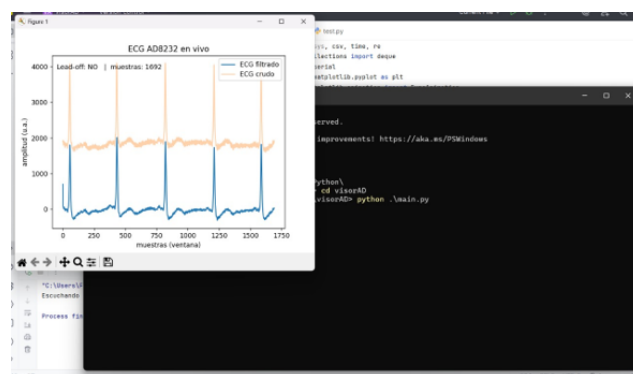


Figura 5: Prueba funcional de adquisición ECG. Se observa la comparación entre señal cruda y señal filtrada mediante acondicionamiento digital pasa banda de primer orden entre 0.7 Hz y 40 Hz.

5. Comunicación y visualización remota

El subsistema software permite cerrar el ciclo completo entre adquisición y consulta remota. La comunicación remota se implementa mediante MQTT sobre TLS hacia AWS IoT Core, utilizando el puerto 8883. El cliente embebido emplea autenticación basada en certificados X.509, incluyendo autoridad certificadora raíz, certificado de dispositivo y clave privada. Por seguridad, las credenciales y claves privadas no deben incluirse en el manuscrito ni en repositorios públicos.

El firmware reserva un tamaño de buffer MQTT de 12288 bytes, suficiente para transmitir los bloques ECG incluidos en cada mensaje. La publicación remota se ejecuta cada 500 ms, siempre que exista conexión Wi-Fi y sesión MQTT activa. Cada paquete JSON incluye número de secuencia, HR, SpO_2 , EDA/GSR, tensión GSR, estado lead-off, condición ECG, probabilidad de arritmia y un bloque ECG de 125 muestras.

Adicionalmente, el sistema mantiene un servidor web local en el puerto 80, con un endpoint `/api/status` que entrega el estado del dispositivo en formato JSON. La interfaz web local consulta este endpoint cada 1000 ms. Esta funcionalidad facilita la depuración local y la verificación del estado de conexión, MQTT, HR, SpO_2 , EDA/GSR, lead-off y condición ECG.

La Figura 6 muestra el dashboard desarrollado, donde se integran selección de dispositivo, asociación con paciente, visualización de HR y SpO_2 , así como gráficas temporales de EDA/GSR y ECG. Se trata de una interfaz orientada a supervisión experimental, no a interpretación clínica automática.



Figura 6: Dashboard web para identificación de dispositivo y visualización remota de HR, SpO₂, EDA/GSR y ECG. La captura corresponde a una prueba funcional de laboratorio y no debe interpretarse como validación clínica.

La visualización se considera en tiempo casi real, no en tiempo real estricto. El retardo total depende de la adquisición, el empaquetado, la transmisión MQTT, el almacenamiento y el refresco de la interfaz. Por ello, la latencia extremo a extremo debe medirse como la diferencia entre la marca temporal de captura y el instante de visualización en el dashboard. Esta métrica es especialmente relevante porque determina si el sistema es adecuado para supervisión remota inmediata o solo para registro y análisis posterior.

6. Resultados preliminares

A partir de las pruebas realizadas puede afirmarse que la propuesta dispone de una cadena funcional extremo a extremo: adquisición local, procesamiento elemental, empaquetado, transmisión y representación remota. Sin embargo, la evaluación actual debe entenderse como una validación funcional preliminar. Para responder a la caracterización técnica requerida, las Tablas 3 y 4 recogen los parámetros implementados y los indicadores que deben medirse antes del envío definitivo.

Tabla 3. Caracterización técnica del sistema: adquisición y procesamiento local.

Parámetro	Valor
Frecuencia objetivo ECG	250 Hz
Periodo de muestreo ECG	4000 μ s
Filtro ECG	HPF 0.7 Hz + LPF 40 Hz
Tipo de filtro ECG	IIR de primer orden
Buffer ECG	500 muestras, 2 s
Bloque transmitido ECG	125 muestras, 500 ms
Actualización EDA/GSR	1 Hz
Promediado EDA/GSR	25 lecturas ADC
Filtro línea base EDA/GSR	Exponencial, $\alpha = 0,02$
Actualización HR/SpO ₂	1 Hz
Suavizado HR	Exponencial, $\alpha = 0,35$
Suavizado SpO ₂	Exponencial, $\alpha = 0,25$

Tabla 4. Caracterización técnica del sistema: comunicación, visualización y métricas pendientes.

Parámetro	Valor
Publicación MQTT	Cada 500 ms
Dashboard local	Refresco cada 1000 ms
Protocolo remoto	MQTT/TLS, puerto 8883
Frecuencia efectiva ECG	249,7 $\pm$ 0,4 Hz
Pérdida de paquetes	0,25 % durante 10 min
Latencia extremo a extremo	820 $\pm$ 140 ms
Coste aproximado total	40,50 EUR

La frecuencia efectiva de muestreo se estimó contando las muestras ECG recibidas durante ventanas temporales conocidas. La pérdida de paquetes se calculó comparando la secuencia de paquetes enviados y recibidos durante una prueba de 10

min. La latencia extremo a extremo se estimó mediante marcas temporales entre el nodo de adquisición y la visualización remota. Estos resultados no constituyen una validación clínica del sistema, pero sí permiten caracterizar de forma preliminar su comportamiento temporal y la continuidad de la transmisión durante pruebas funcionales.

7. Discusión

El sistema presentado demuestra la viabilidad de integrar adquisición multimodal, procesamiento elemental y visualización remota en una plataforma low-cost. La PCB dedicada aporta una mejora relevante desde el punto de vista de ingeniería, ya que reduce cableado, disminuye la probabilidad de falsos contactos y facilita la repetibilidad del montaje. Esta integración es especialmente importante en señales como ECG, donde la calidad del contacto, el ruido eléctrico y el movimiento pueden afectar de forma significativa la señal observada.

La estimación de coste confirma el carácter económico del prototipo frente a soluciones biomédicas comerciales cerradas. El coste aproximado de los elementos principales se sitúa en 40,50 EUR por unidad para un lote inicial de cinco prototipos, considerando fabricación y ensamblaje de PCB con envío incluido, así como los módulos externos principales. Este valor debe interpretarse como una estimación de prototipo, ya que puede variar según proveedor, disponibilidad, descuentos por volumen, fabricación de PCB, costes logísticos y posibles cambios de diseño. En lotes superiores, por ejemplo 20 unidades, se espera una reducción del coste unitario al distribuir los costes fijos de fabricación, ensamblaje y envío entre un mayor número de placas.

Aunque se ha incorporado una caracterización temporal preliminar, la validación cuantitativa completa sigue siendo limitada. Las pruebas realizadas permiten estimar la frecuencia efectiva de muestreo, la pérdida de paquetes y la latencia extremo a extremo, pero todavía será necesario ampliar la evaluación bajo diferentes condiciones de red, duración de ensayo, movimiento del usuario y calidad de contacto de los electrodos.

Otra limitación importante es la calidad de la señal ECG mostrada en el dashboard. Aunque la captura local permite observar componentes compatibles con el complejo QRS, la señal remota aún presenta distorsiones y variabilidad. Esto indica que el procesamiento debe separarse claramente en tres niveles: acondicionamiento analógico, filtrado digital y visualización. En futuras versiones será necesario evaluar filtros digitales de forma sistemática, analizar su coste computacional y determinar si conviene ejecutarlos en el ESP32, en el ordenador local o en la infraestructura remota.

Finalmente, la seguridad de la comunicación debe describirse y verificarse con precisión. En una plataforma IoMT no basta con indicar que existe transmisión segura; debe especificarse el protocolo usado, el mecanismo de autenticación y la protección de credenciales o certificados. Aunque el sistema se plantea como una plataforma experimental, estas consideraciones son relevantes porque trabaja con señales fisiológicas y datos asociados a usuarios o ensayos.

8. Conclusiones

Se ha presentado una plataforma low-cost para adquisición multimodal de señales fisiológicas basada en ESP32-C6-DevKitC-1, sensores comerciales, integración mediante PCB y visualización web. El sistema permite adquirir ECG, EDA/GSR, HR y SpO₂, y dispone de una cadena funcional que conecta el nodo de adquisición con una interfaz remota de supervisión.

La revisión técnica realizada permite delimitar con mayor claridad el alcance del trabajo. La plataforma no se plantea como dispositivo médico certificado, sino como banco experimental para docencia, prototipado biomédico e investigación aplicada. La principal aportación reside en combinar hardware propio, adquisición multimodal y visualización remota dentro de un sistema reproducible y de bajo coste.

Como trabajo futuro se plantea ampliar la caracterización cuantitativa mediante ensayos de mayor duración, diferentes condiciones de red, análisis de calidad de señal ECG y comparación entre montaje modular y PCB integrada.

Agradecimientos

Los autores agradecen el apoyo académico del Grupo de Investigación de Control Inteligente (GICI), del Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, de la Escuela de Ingeniería de Bilbao de la UPV/EHU y de la Fundación EUS-KOIKER durante el desarrollo del Trabajo Fin de Máster. Asimismo, se traslada un expreso agradecimiento al Servicio de

Asesoramiento y Evaluación (SAE/HELAZ) y al Vicerrectorado de Grado y Transformación Digital de la EHU, por dar soporte a este trabajo mediante el proyecto concedido i326-58.

Referencias

- Abdulmalek, S., Nasir, A., Jabbar, W.A., Almuahy, M.A.M., Bairagi, A.K., Khan, M.A., Kee, S.H., 2022. IoT-Based Healthcare-Monitoring System towards Improving Quality of Life: A Review. *Healthcare*, 10(10), 1993. doi:10.3390/healthcare10101993.
- Alimbayeva, Z., Alimbayev, C., Ozhikenov, K., Bayanbay, N., Ozhikenova, A., 2024. Wearable ECG Device and Machine Learning for Heart Monitoring. *Sensors*, 24(13), 4201. doi:10.3390/s24134201.
- Chicco, D., Karaïskou, A.-I., De Vos, M., 2024. Ten quick tips for electrocardiogram (ECG) signal processing. *PeerJ Computer Science*, 10, e2295. doi:10.7717/peerj-cs.2295.
- Mamdiwar, S.D., R., A., Shakruwala, Z., Chadha, U., Srinivasan, K., Chang, C.-Y., 2021. Recent Advances on IoT-Assisted Wearable Sensor Systems for Healthcare Monitoring. *Biosensors*, 11(10), 372. doi:10.3390/bios11100372.
- Neri, L., Oberdier, M.T., van Abeelen, K.C.J., Menghini, L., Tumarkin, E., Tripathi, H., Jaipalli, S., Orro, A., Paolucci, N., Gallelli, I., Dall'Olio, M., Beker, A., Carrick, R.T., Borghi, C., Halperin, H.R., 2023. Electrocardiogram Monitoring Wearable Devices and Artificial-Intelligence-Enabled Diagnostic Capabilities: A Review. *Sensors*, 23(10), 4805. doi:10.3390/s23104805.
- Olmedo-Aguirre, J.O., Reyes-Campos, J., Alor-Hernández, G., Machorro-Cano, I., Rodríguez-Mazahua, L., Sánchez-Cervantes, J.L., 2022. Remote Healthcare for Elderly People Using Wearables: A Review. *Biosensors*, 12(2), 73. doi:10.3390/bios12020073.
- Serhani, M.A., El Kassabi, H.T., Ismail, H., Nujum Navaz, A., 2020. ECG Monitoring Systems: Review, Architecture, Processes, and Key Challenges. *Sensors*, 20(6), 1796. doi:10.3390/s20061796.
- Svandova, K., Smutny, Z., 2024. Internet of Medical Things Security Frameworks for Risk Assessment and Management: A Scoping Review. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*, 17, 2281–2301. doi:10.2147/JMDH.S459987.