

Jornadas de Automática

Arquitectura BLE para registrar señales fisiológicas simultáneas en tiempo real

Marta Nadal-Herraiz*, Juan David Romero-Ante, Sergio Lidón-Calvo, Daniel Alejandro Rodríguez-López, Julián David Rojas-Gravier, José María Sabater-Navarro

Unidad de Investigación en Robótica Médica, Instituto de Bioingeniería, Universidad Miguel Hernández, 03202, Elche, España.

To cite this article: Nadal-Herraiz, M., Romero-Ante, J.D., Lidón-Calvo, S., Rodríguez-López, D.A., Rojas-Gravier, J.D., Sabater-Navarro, J.M. 2026. BLE architecture for recording simultaneous physiological signals in real time. *Jornadas de Automática*, 47. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2026.47.13678>

Resumen

La tecnología Bluetooth Low Energy (BLE) se posiciona como la primera solución inalámbrica que cumple con los principales desafíos críticos para monitorizar datos médicos. Sin embargo, en escenarios de multiconexión simultánea y de tiempo real surgen problemas de recepción desbalanceada, congestión del canal y pérdida de paquetes. Para mitigar esta situación, se presenta una arquitectura BLE diseñada para el registro simultáneo de señales de electrocardiograma (ECG) y fotopletimografía (PPG), fundamentada en la organización de intervalos y eventos de conexión junto con la incorporación de un desfase temporal. El sistema considera las limitaciones de la unidad máxima de transmisión (MTU) entre dos módulos de desarrollo XIAO nRF52840, programados en CircuitPython e integrados con sensores de PPG y ECG, y un dispositivo receptor móvil o de escritorio. Los resultados descritos en este trabajo evidencian una mejora significativa en la integridad de las muestras al coordinar la comunicación entre nodos, superando las limitaciones de la adquisición de información no planificada.

Palabras clave: Análisis e interpretación de bioseñales, Redes de sensores, Sistemas con retrasos temporales, Adquisición remota de datos de sensores, Algoritmos en tiempo real, programación y planificación.

BLE architecture for recording simultaneous physiological signals in real time

Abstract

Bluetooth Low Energy (BLE) technology is the first wireless solution that addresses the key challenges of monitoring medical data. However, issues such as uneven reception, channel congestion, and packet loss arise in scenarios involving simultaneous, real-time multi-connection. To mitigate these issues, we present a BLE architecture designed for simultaneously recording electrocardiogram (ECG) and photoplethysmography (PPG) signals. This architecture is based on organizing connection intervals and events, as well as incorporating a time offset. The system accounts for maximum transmission unit (MTU) limitations between two XIAO nRF52840 development modules, programmed in CircuitPython and integrated with PPG and ECG sensors, and a mobile or desktop receiving device. The results described in this paper demonstrate significant improvements in data integrity by coordinating communication between nodes and overcoming the limitations of unscheduled data acquisition.

Keywords: Bio-signals analysis and interpretation, Sensor networks, Systems with time-delays, Remote sensor data acquisition, Real-time algorithms, scheduling, and programming.

1. Introducción

El uso de dispositivos portátiles para el registro de señales fisiológicas ha experimentado un crecimiento notable en los

últimos años, impulsado por el desarrollo de sistemas de bajo consumo, sensores miniaturizados y plataformas inalámbricas orientadas a la monitorización continua de parámetros biomédicos (Guk et al., 2019). En este contexto, Bluetooth

*Autor para correspondencia: mnadal@umh.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

Low Energy (BLE) se ha consolidado como una tecnología ampliamente utilizada en aplicaciones de salud digital y dispositivos vestibles, debido a su bajo consumo energético, su compatibilidad con teléfonos móviles y ordenadores, y su integración mediante perfiles estandarizados como Generic Attribute Profile (GATT) (Omre and Keeping, 2010). Estas características facilitan el desarrollo de sistemas de adquisición fisiológica tanto en entornos clínicos como en aplicaciones de monitorización remota.

A pesar de estas ventajas, BLE fue diseñado principalmente para transmitir pequeñas cantidades de información de forma eficiente, no necesariamente para mantener flujos continuos, simultáneos y estrictamente sincronizados desde varios dispositivos. Diversos trabajos han analizado las limitaciones de BLE en términos de rendimiento, latencia, número máximo de sensores conectables y estabilidad de la transmisión (Gomez et al., 2012). En el ámbito biomédico, (Bideaux et al., 2015) señalaron que la naturaleza no continua de la conexión BLE puede generar tiempos de transmisión no deterministas, afectando la precisión de los protocolos de sincronización en redes de sensores corporales. Asimismo, (Tipparaju et al., 2021) evaluaron pérdidas de paquetes en ecosistemas wearables basados en BLE y propusieron estrategias como la reducción de la frecuencia de transmisión, el agrupamiento de datos y el uso de colas para mejorar la fiabilidad del envío. Más recientemente, (Li et al., 2023) abordaron el problema de la planificación multi-conexión en BLE en tiempo real, proponiendo mecanismos específicos para gestionar los recursos temporales y reducir conflictos entre conexiones.

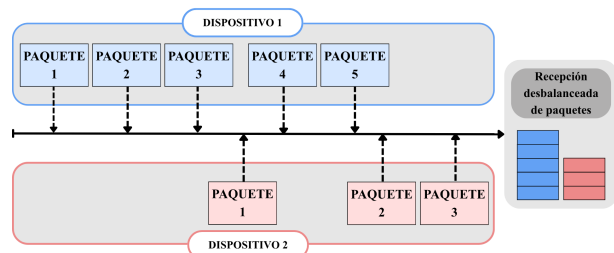


Figura 1: Ejemplo de recepción desbalanceada de datos en una multiconexión BLE. Se observa como uno de los dispositivos envía una mayor cantidad de datos respecto al otro. Esto ocasiona una falta de sincronía y una acumulación desigual de paquetes en el dispositivo receptor que compromete la integridad temporal de las muestras.

Estos antecedentes evidencian que, cuando BLE se emplea en configuraciones multinodo y en tiempo real, pueden aparecer problemas de recepción desbalanceada, acumulación irregular de paquetes, variaciones en la latencia y pérdida de continuidad temporal entre señales. Estos efectos son especialmente relevantes en sistemas biomédicos donde varios sensores transmiten información hacia un mismo receptor central, ya que la pérdida de sincronía puede limitar la utilidad de los datos adquiridos. Esta problemática se ilustra en la Figura 1, donde se representa una situación de envío no uniforme entre dos dispositivos periféricos conectados a un mismo receptor. En este caso, uno de los nodos transmite una mayor cantidad de paquetes que el otro durante un mismo intervalo temporal, lo que genera una acumulación desigual de datos en el dispositivo central. Como consecuencia, las señales recibidas pueden quedar temporalmente desalineadas o representarse con una

resolución temporal diferente, incluso cuando ambos sensores han sido configurados con una frecuencia de muestreo similar.

En aplicaciones de registro fisiológico, como el electrocardiograma (ECG) y la fotopletismografía (PPG), la continuidad temporal de las muestras resulta fundamental para conservar la morfología general de las señales y permitir el análisis de parámetros derivados. La señal PPG se utiliza habitualmente para estudiar cambios asociados al volumen sanguíneo periférico, mientras que el ECG proporciona información relacionada con la actividad eléctrica cardíaca (Allen, 2007); (Davis, 2007). Aunque los requisitos de calidad dependen de la aplicación final, en ambos casos una transmisión irregular puede afectar a la identificación de eventos temporales relevantes y limitar la utilidad de los datos registrados.

Por ello, en este trabajo se propone una arquitectura BLE orientada al registro simultáneo de señales fisiológicas procedentes de dos nodos sensores. La propuesta se basa en una planificación temporal a nivel de aplicación, mediante el agrupamiento de muestras en paquetes, la incorporación de marcas temporales y la introducción de un desfase entre los envíos de cada dispositivo. Esta estrategia busca reducir la recepción desbalanceada observada en una transmisión continua no planificada y mejorar la estabilidad del flujo de datos recibido por el dispositivo central, sin modificar los mecanismos internos del protocolo BLE. De este modo, el trabajo presenta una prueba de concepto para sistemas portátiles de monitorización fisiológica multimodal, donde la coordinación temporal entre nodos resulta clave para mejorar la adquisición simultánea de señales en tiempo real.

2. Materiales y métodos

El sistema desarrollado en este trabajo se basa en una topología de red en estrella, compuesta por dos nodos sensores que actúan como periféricos y un receptor central. Esta arquitectura permite la captura simultánea de señales fisiológicas de ECG y PPG, siguiendo una transmisión de datos síncrona entre los dispositivos inalámbricos mediante una correcta planificación de la comunicación BLE en tiempo real.

Esta propuesta facilita tanto la visualización como el almacenamiento de los datos médicos, garantizando la integridad del flujo de información. A continuación, se presentan los dispositivos y la arquitectura BLE implementada.

2.1. Dispositivos y señales fisiológicas

Los dispositivos de registro de las señales fisiológicas disponen de una tarjeta de desarrollo Seeed Studio XIAO nRF52840 Sense (Seeed Studio, 2024), el cual se comunica de manera bidireccional, mediante conexión BLE, con un receptor central que puede ser tanto un dispositivo móvil como un ordenador, siguiendo la disposición de la Figura 2. Por una parte, el primer dispositivo utiliza un sensor MAX86160 capaz de captar señales de PPG. Por otra parte, el segundo de ellos mide señales tanto de PPG como de ECG gracias a la incorporación del sensor MAX86150.

La configuración de los MCU se ha desarrollado utilizando el lenguaje de programación CircuitPython 10.1.3 compatible con el módulo XIAO nRF52840 Sense (Adafruit Industries, 2026b). Este entorno, permite una transición fluida entre la programación de alto nivel y el control de periféricos de

hardware, facilitando el desarrollo de sistemas de instrumentación orientados a la ingeniería (Montalvo, 2022). Asimismo, para gestionar la comunicación inalámbrica, se ha integrado la librería “adafruit_ble” de Adafruit para CircuitPython en la versión 10.x Adafruit Industries (2026a).

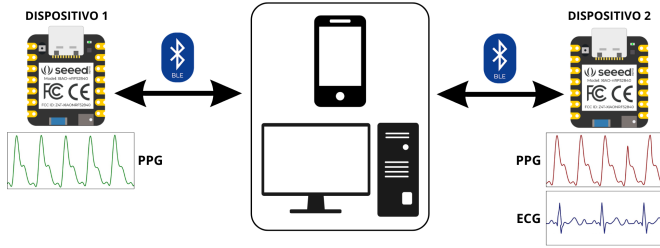


Figura 2: Arquitectura del sistema de captura de señales fisiológicas. El dispositivo 1 contiene un sensor MAX86160 capaz de captar señales de PPG. El dispositivo 2 contiene un sensor MAX86150 para la captura de señales ECG y PPG. Ambos envían el registro de las señales mediante conexión BLE a un dispositivo central.

Las señales ECG y PPG se emplearon como señales fisiológicas representativas para evaluar la transmisión simultánea de datos con diferentes características temporales. El ECG presenta componentes positivos y negativos asociados a la actividad eléctrica de corazón (Davis, 2007), mientras que la PPG refleja cambios ópticos relacionados con el volumen sanguíneo periférico (Allen, 2007). Para facilitar la visualización, la señal PPG se invirtió durante el procesamiento.

2.2. Arquitectura y comunicación BLE

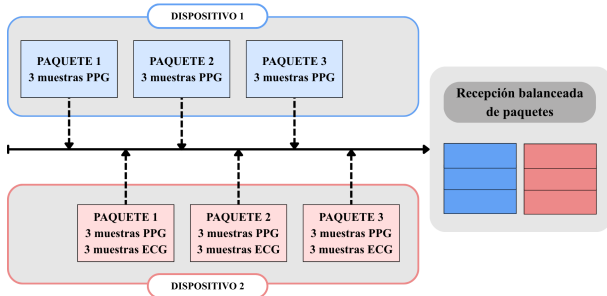


Figura 3: Ejemplo de recepción balanceada de paquetes en una multiconexión BLE en tiempo real. El dispositivo 1 envía tres muestras de PPG. El dispositivo 2 envía seis muestras (tres de PPG y tres de ECG). Como resultado de la planificación de eventos e intervalos de conexión, el dispositivo receptor captura una acumulación uniforme de los datos.

La estructura planteada para solventar la problemática de la recepción no uniforme de los datos en conexiones BLE en tiempo real, es la que se presenta en la Figura 3. En ella se observa un envío de paquetes síncrono e intercalado entre el dispositivo 1 que envía una señal de PPG, y el dispositivo 2 que envía señales de PPG y ECG, con el fin de mejorar la recepción de los datos, reducir la pérdida de paquetes y mantener un orden en las comunicaciones. Además, se propone una estructura de envío y recepción de información donde cada dispositivo envía tres muestras de cada señal fisiológica al dispositivo receptor en un único paquete. De este modo, el sistema BLE se organiza mediante intervalos de conexión (IC)

y eventos de conexión (EC), lo que permite una comunicación ordenada entre los MCU de los dispositivos de captura de señales y el receptor. Por un lado, los IC definen el tiempo transcurrido entre dos momentos de comunicación sucesivos de un mismo nodo sensor con el receptor. Por otro lado, el EC es el instante preciso en el que se produce el intercambio de datos. La transmisión se realiza de forma intercalada entre ambos MCU mediante la adición de un desfase temporal (offset), evitando colisiones en el canal y la saturación del receptor.

Se ha establecido una frecuencia de muestreo de 70Hz, lo que determina un periodo de muestreo (T_{muestreo}) de 14,29ms y un intervalo entre paquetes (T_{paquete}) de 42,86ms, los cuales contienen tres muestras de cada señal fisiológica de acuerdo con las ecuaciones (1) y (2).

$$T_{\text{muestreo}} = \frac{1}{f_{\text{muestreo}}} = \frac{1}{70} \approx 14,29 \text{ ms/muestra} \quad (1)$$

$$T_{\text{paquete}} = T_{\text{muestreo}} \cdot n_{\text{muestras}} = 14,29 \cdot 3 \approx 42,86 \text{ ms/paquete} \quad (2)$$

Para evitar colisiones durante el envío de la información, se emplea un desfase de 21,43ms entre los paquetes de los distintos nodos calculado según la relación (3). Este permite mantener el orden de envío de datos durante la comunicación BLE. Asimismo, los IC coinciden con el periodo entre paquetes (42,86ms), y los EC con el tiempo de desfase (21,43ms), siendo este segundo la mitad de tiempo que el primero.

$$t_{\text{desfase}} = \frac{T_{\text{paquete}}}{n_{\text{dispositivos}}} = \frac{42,86}{2} \approx 21,43 \text{ ms} \quad (3)$$

Esta propuesta considera la limitación de la transmisión de datos entre emisor y receptor. Por lo tanto, se debe tener en cuenta que el MCU del XIAO nRF52840 tiene una capacidad máxima de transferencia del paquete de datos (ATT MTU) de 247 bytes. En segundo lugar, los sistemas Android soportan un ATT MTU de 247 bytes, mientras que en el entorno IOS este es de 185 bytes. En tercer lugar, el ATT MTU de un ordenador es de 23 bytes. El sistema se rige por el protocolo ATT establecido por (Bluetooth SIG, 2024), donde emisor y receptor comparan sus límites de recepción y establecen como unidad máxima de transmisión (MTU) el menor de ellos. Por este motivo, se ha fijado una MTU común de 23 bytes. Sin embargo, los 3 primeros bytes se reservan para la cabecera del protocolo BLE, disponiendo finalmente de 20 bytes de carga útil de datos. Bajo estas consideraciones, el protocolo de transmisión propuesto se define mediante paquetes que integran la cabecera, un identificador único, un valor temporal del momento de envío del paquete y tres muestras consecutivas de cada señal. De este modo, el dispositivo 1 envía un total de 15 bytes mientras que el dispositivo 2 envía 21 bytes, sin superar en ningún caso el MTU, tal y como se detalla a continuación:

DISPOSITIVO 1:

- Cabecera: 3 bytes
- ID (uint16): 2 bytes
- Timestamp (uint32): 4 bytes
- Muestras PPG (3 x uint16): 6 bytes

TOTAL: 15 bytes

DISPOSITIVO 2:

- Cabecera: 3 bytes
- ID (uint16): 2 bytes
- Timestamp (uint32): 4 bytes
- Muestras PPG (3 x uint16): 6 bytes
- Muestras ECG (3 x int16): 6 bytes

TOTAL: 21 bytes

El timestamp de los paquetes se asocia con el momento temporal de la captura de la tercera muestra, de este modo, el tiempo correspondiente a la segunda y primera muestra se calculan según las expresiones (4) y (5).

$$t_{\text{segunda muestra}} = t_{\text{muestra1}} - 14,29 \text{ ms} \quad (4)$$

$$t_{\text{primera muestra}} = t_{\text{muestra1}} - (2 \cdot 14,29 \text{ ms}) \quad (5)$$

Ante la ausencia de controladores nativos para los sensores MAX86150 y MAX86160 en el lenguaje de CircuitPython, se ha optado por utilizar una librería de código abierto disponible en GitHub para MicroPython (Maxell, 2023), debido a su elevada compatibilidad entre ambos lenguajes, adaptando posteriormente los parámetros oportunos para asegurar su correcto funcionamiento en CircuitPython.

Por una parte, se ha modificado la capa de abstracción de hardware, sustituyendo el módulo “machine” por “busio”, adaptando la gestión del bus Inter-Integrated Circuit (I²C). Por otra parte, se han realizado modificaciones específicas para cada uno de los sensores. Para el sensor MAX86150 se ha implementado una conversión de signo necesaria para la interpretación del ECG además de realizar ajustes en la configuración de la amplitud y adquisición de las muestras. Para el sensor MAX86160, se ha habilitado tanto el registro específico del LED verde como los slots de la memoria FIFO para permitir la lectura multicanal.

2.3. Plataforma receptora

El entorno CircuitPython está configurado para ejecutar archivos con nombres predefinidos, por ello, se programan dos scripts denominados “code.py” en cada MCU. En ellos, se inicializa el protocolo de comunicación I²C para establecer el enlace con los sensores. Posteriormente, los MCU utilizan la tecnología BLE para la transmisión inalámbrica de los datos mediante un servicio UART. Ambos nodos capturan las señales fisiológicas, procesan los datos mediante desplazamientos de bits para normalizar su resolución y los almacenan en paquetes de tres muestras antes de su envío.

El receptor central ejecuta un código asíncrono encargado de detectar los periféricos BLE, establecer la conexión con ambos nodos y recibir los paquetes enviados mediante el servicio UART. Cada paquete se identifica según su nodo de origen, se desempaqueta y se convierte en valores numéricos. Posteriormente, se reconstruye la información temporal a partir del timestamp y de la frecuencia de muestreo de 70 Hz, compensando el desfase entre dispositivos. Finalmente, las señales se almacenan en formato CSV y se aplican operaciones básicas de acondicionamiento, como la inversión de la PPG y el escalado de amplitud.

3. Resultados

La evaluación experimental se realizó comparando dos configuraciones de transmisión BLE durante un intervalo de adquisición de 60 segundos. En primer lugar, se analizó una configuración inicial basada en el envío continuo de datos desde ambos nodos sensores, sin una planificación temporal específica entre dispositivos. Posteriormente, se evaluó la arquitectura propuesta, basada en el agrupamiento de tres muestras por paquete, la incorporación de marcas temporales y la aplicación de un desfase de 21,43 ms entre los envíos de cada nodo. En ambos casos, las señales recibidas fueron almacenadas en archivos CSV para su posterior análisis.

En la configuración inicial se observó una recepción desbalanceada entre dispositivos. La tasa efectiva asociada al nodo 1 fue de 76,18 Hz, mientras que en el nodo 2 alcanzó 169,93 Hz. Aunque estos valores pueden ser superiores a la frecuencia objetivo de 70 Hz, no deben interpretarse como una mejora de la adquisición, sino como una recepción irregular y no coordinada entre nodos. Esta diferencia provocó una acumulación desigual de registros en el receptor central y una representación temporal no equivalente entre señales. Como se muestra en la Figura 4, la señal PPG del dispositivo 1 aparece comprimida temporalmente respecto a las señales procedentes del dispositivo 2, evidenciando la falta de sincronización en la recepción.

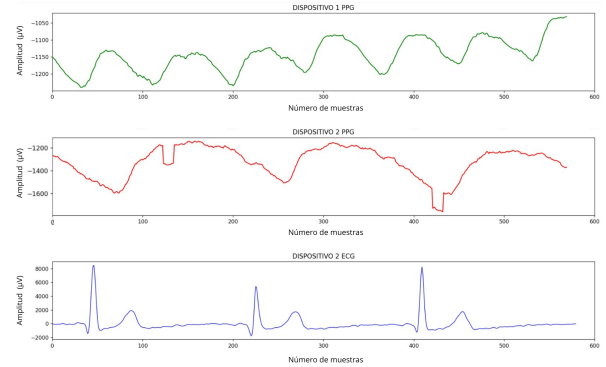


Figura 4: Señales fisiológicas obtenidas tras la toma de datos en una fase inicial empleando un envío de información continuo. Como resultado, se muestra una señal PPG comprimida a causa de una pérdida de la resolución temporal.

Tras aplicar la arquitectura propuesta, ambos nodos transmitieron paquetes con tres muestras consecutivas, manteniendo una frecuencia objetivo de 70 Hz. Esta configuración permitió establecer un intervalo entre paquetes de 42,86 ms e intercalar los envíos mediante el desfase temporal definido entre dispositivos. La Figura 5 muestra que las señales registradas presentan una representación temporal más uniforme, sin la compresión observada en la configuración inicial. En este caso, la tasa efectiva fue de 69,75 Hz para el nodo 1 y de 69,90 Hz para el nodo 2, valores próximos a la frecuencia objetivo.

Para cuantificar la recepción de datos, se calculó el número esperado de muestras durante 60 segundos. Con una frecuencia de muestreo de 70 Hz, cada nodo debería generar 4200 muestras, por lo que el sistema completo debería registrar 8400 muestras, según la Ecuación (6).

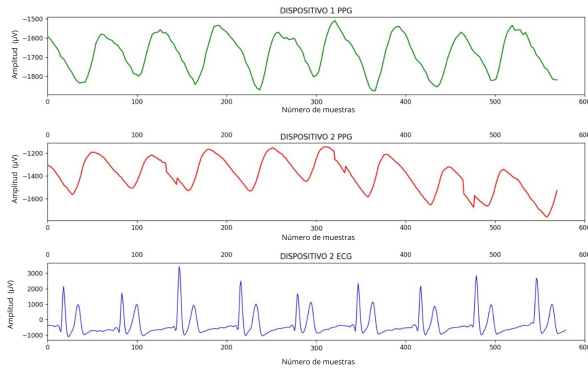


Figura 5: Señales fisiológicas obtenidas tras la toma de datos controlada mediante la arquitectura BLE propuesta, en las que se observa una mejora significativa en la resolución temporal y manejo de la información.

$$n_{\text{muestras}} = f_{\text{muestreo}} \cdot t \cdot n_{\text{dispositivos}} = 70 \cdot 60 \cdot 2 = 8400 \text{ muestras} \quad (6)$$

La Tabla 1 resume la comparación entre ambas configuraciones. En la configuración inicial se registraron 4571 muestras en el nodo 1 y 10196 muestras en el nodo 2, lo que corresponde a porcentajes de recepción del 108,8 % y 242,76 %, respectivamente. Estos valores superiores al 100 % reflejan una adquisición no balanceada, asociada a registros redundantes o a una lectura no uniforme de los datos recibidos desde cada nodo. En cambio, con la arquitectura propuesta se obtuvieron 4185 muestras en el nodo 1 y 4194 muestras en el nodo 2, equivalentes al 99,64 % y 99,86 % del valor esperado. Esto confirma que el uso de paquetes con un número fijo de muestras, junto con la incorporación de marcas temporales y un desfase entre nodos, contribuye a estabilizar la recepción simultánea de señales fisiológicas mediante BLE.

Tabla 1: Comparación de la recepción de datos entre la configuración inicial y la arquitectura BLE propuesta durante 60 segundos de adquisición.

Métrica	Configuración inicial	Arquitectura propuesta
Duración del registro	60 segundos	60 segundos
Frecuencia objetivo	70 Hz	70 Hz
Muestras esperadas por nodo	4200	4200
Muestras recibidas nodo 1	4571	4185
Muestras recibidas nodo 2	10196	4194
Porcentaje de muestras recibidas nodo 1	108,8 %	99,64 %
Porcentaje de muestras recibidas nodo 2	242,76 %	99,86 %
Tasa efectiva nodo 1	76,18	69,75
Tasa efectiva nodo 2	169,93	69,9

En conjunto, la comparación entre ambas configuraciones evidencia que el problema principal de la transmisión continua no planificada no se encuentra únicamente en la pérdida puntual de paquetes, sino en la recepción temporalmente desbalanceada entre nodos. La arquitectura propuesta reduce este

efecto y permite obtener un flujo de datos más uniforme, lo que resulta especialmente relevante en aplicaciones donde se requiere analizar señales fisiológicas registradas de forma simultánea.

4. Discusión

Los resultados obtenidos muestran que una planificación temporal sencilla a nivel de aplicación puede mejorar la recepción simultánea de señales fisiológicas mediante BLE en una configuración compuesta por dos nodos sensores y un dispositivo central. En la configuración inicial, basada en un envío continuo sin coordinación temporal entre dispositivos, se observó una recepción claramente desbalanceada, con una tasa efectiva de 76,18 Hz en el nodo 1 y de 169,93 Hz en el nodo 2. Estos valores, especialmente el observado en el nodo 2, no representan una mejora de la adquisición, sino una acumulación irregular de registros en el receptor. En cambio, con la arquitectura propuesta, las tasas efectivas fueron de 69,75 Hz y 69,90 Hz, respectivamente, aproximándose a la frecuencia objetivo de 70 Hz y reduciendo la diferencia entre nodos de 93,75 Hz a 0,15 Hz.

La arquitectura propuesta debe entenderse como una estrategia de coordinación temporal implementada a nivel de aplicación, y no como una modificación del planificador interno del controlador BLE. El sistema no interviene directamente sobre los mecanismos propios del protocolo, como los eventos de conexión, la negociación del MTU o el acceso al canal, sino que organiza el momento en el que cada microcontrolador prepara y transmite sus paquetes de datos. Por tanto, la contribución principal del trabajo reside en definir una estructura de envío compatible con las restricciones de BLE, basada en el agrupamiento de muestras, el uso de marcas temporales y la incorporación de un desfase entre nodos. Esta estrategia permite reducir la recepción temporalmente desbalanceada y obtener una representación más coherente de las señales registradas de forma simultánea.

La frecuencia de muestreo de 70 Hz se seleccionó como un compromiso experimental entre la resolución temporal de las señales, el tamaño efectivo de los paquetes transmitidos y la estabilidad de la comunicación simultánea. Esta configuración permitió agrupar tres muestras por paquete, establecer un intervalo de envío de 42,86 ms y aplicar un desfase de 21,43 ms entre los dos dispositivos. De esta forma, se redujo el solapamiento entre transmisiones y se favoreció una recepción más balanceada en el dispositivo central. Aunque esta frecuencia de muestreo es inferior a la empleada habitualmente en sistemas de ECG diagnóstico, puede conservar información temporal relevante para aplicaciones básicas de monitorización, especialmente aquellas basadas en la detección de los picos R y la estimación de la frecuencia cardíaca a partir de los intervalos R-R (Mahdiani et al., 2015). No obstante, esta configuración no debe interpretarse como una adquisición ECG orientada al análisis morfológico completo o al diagnóstico clínico, sino como una condición de prueba para evaluar la arquitectura de comunicación BLE propuesta.

Aun así, no puede afirmarse que la estrategia elimine por completo todos los problemas asociados a BLE en escenarios multinodo. Factores como la carga del canal, la distancia entre

dispositivos, la interferencia electromagnética, el sistema operativo del receptor, la implementación concreta del stack BLE y el número de nodos conectados pueden afectar al rendimiento final del sistema. Por este motivo, la arquitectura propuesta debe considerarse una solución preliminar y extensible, cuya robustez debe seguir evaluándose bajo condiciones de operación más exigentes.

A pesar de estas limitaciones, los resultados obtenidos evidencian que una organización temporal adecuada puede mejorar el comportamiento de BLE en aplicaciones de adquisición fisiológica simultánea. La propuesta resulta especialmente útil en sistemas de bajo coste y bajo consumo, donde no siempre es viable implementar soluciones basadas en sistemas operativos de tiempo real o arquitecturas de comunicación más complejas. Además, la estrategia planteada es compatible con microcontroladores comerciales y puede adaptarse a diferentes combinaciones de sensores, siempre que se ajusten el tamaño de paquete, la frecuencia de muestreo y el desfase temporal en función del número de nodos y de las restricciones del receptor.

En conjunto, este trabajo presenta una prueba de concepto de una arquitectura BLE para el registro simultáneo de señales fisiológicas en tiempo real. La principal aportación consiste en demostrar que la planificación del envío de paquetes entre nodos permite mejorar la estabilidad de la recepción y preservar mejor la continuidad temporal de las muestras. Como líneas futuras, se plantea ampliar la arquitectura a un mayor número de dispositivos, cuantificar de forma sistemática la latencia y el jitter, evaluar distintas frecuencias de muestreo y validar la calidad de las señales adquiridas frente a sistemas biomédicos de referencia.

5. Conclusiones

En este trabajo se ha presentado una arquitectura BLE orientada al registro simultáneo en tiempo real de señales fisiológicas procedentes de dos nodos sensores. La propuesta organiza el envío de paquetes a nivel de aplicación mediante agrupamiento de muestras, marcas temporales y desfase entre nodos, permitiendo coordinar la transmisión hacia un receptor central.

Los resultados muestran una recepción más estable y balanceada respecto a una transmisión continua no planificada, con tasas efectivas próximas a la frecuencia objetivo de 70 Hz en ambos dispositivos. En conjunto, la arquitectura constituye una prueba de concepto viable para sistemas portátiles de monitorización fisiológica multimodal de bajo coste y bajo consumo.

Agradecimientos

Esta investigación ha sido financiada por la Agencia Estatal de Investigación (AEI) del Gobierno español a través del proyecto PID2022-138206OB-C32 y por el Instituto Valenciano de Competitividad e Innovación a través del proyecto INNVA1/2024/59.

Referencias

- Adafruit Industries, May 2026a. Adafruit circuitpython library bundle. Repositorio oficial de librerías para CircuitPython. Consultado el: 08-05-2026.
URL: https://github.com/adafruit/Adafruit_CircuitPython_Bundle/releases
- Adafruit Industries, 2026b. Seeed studio xiao nrf52840 sense - circuitpython board documentation. https://circuitpython.org/board/Seeed_XIAO_nRF52840_Sense/, accesado el: 08-05-2026.
- Allen, J., feb 2007. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement* 28 (3), R1.
URL: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01
- Bideaux, A., Zimmermann, B., Hey, S., Stork, W., 2015. Synchronization in wireless biomedical-sensor networks with bluetooth low energy. *Current Directions in Biomedical Engineering* 1 (1), 73–76.
- Bluetooth SIG, 2024. Bluetooth Core Specification Version 6.1, Vol 3, Part F: Attribute Protocol (ATT). Bluetooth Special Interest Group (SIG), consultado el: 7 de mayo de 2026.
URL: <https://shre.ink/TriE>
- Davis, D., 2007. Interpretación del ECG. Su dominio rápido y exacto. Médica Panamericana.
URL: <https://books.google.es/books?id=vXyCJhUsuf0C>
- Gomez, C., Oller, J., Paradells, J., 2012. Overview and evaluation of bluetooth low energy: An emerging low-power wireless technology. *sensors* 12 (9), 11734–11753.
- Guk, K., Han, G., Lim, J., Jeong, K., Kang, T., Lim, E.-K., Jung, J., 2019. Evolution of wearable devices with real-time disease monitoring for personalized healthcare. *Nanomaterials* 9 (6), 813.
- Li, Y., Lv, J., Li, B., Dong, W., 2023. Rt-ble: Real-time multi-connection scheduling for bluetooth low energy. In: *IEEE INFOCOM 2023 - IEEE Conference on Computer Communications*. pp. 1–10.
DOI: 10.1109/INFOCOM53939.2023.10229006
- Mahdiani, S., Jeyhani, V., Peltokangas, M., Vehkaoja, A., 2015. Is 50 hz high enough ecg sampling frequency for accurate hrv analysis? In: *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. IEEE, pp. 5948–5951.
- Maxell, J., 2023. Max86150_driver: Max86150 micropython driver for ecg and ppg. https://github.com/JamesMaxell/MAX86150_Driver.
- Montalvo, C., 2022. Project based engineering instrumentation with circuitpython.
- Omre, A. H., Keeping, S., 2010. Bluetooth low energy: wireless connectivity for medical monitoring. *Journal of diabetes science and technology* 4 (2), 457–463.
- Seeed Studio, 2024. Seeed Studio XIAO nRF52840 (Sense). Documentación técnica del microcontrolador para aplicaciones BLE.
URL: <https://shre.ink/Triw>
- Tipparaju, V. V., Mallires, K. R., Wang, D., Tsow, F., Xian, X., 2021. Mitigation of data packet loss in bluetooth low energy-based wearable healthcare ecosystem. *Biosensors* 11 (10), 350.