

Diseño de un Nuevo Dispositivo Portátil de Bajo Costo para Monitoreo Cardíaco con Almacenamiento en la Nube y Aplicación Móvil

Carlos Oliveri¹, Abel Torales², Dr. Ing. Diego H. Stalder³

¹Alumno, Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de Asunción. San Lorenzo, Paraguay

²Alumno, Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de Asunción. San Lorenzo, Paraguay

³Orientador, Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de Asunción. San Lorenzo, Paraguay

Palabras clave:

- Enfermedades cardiovasculares
- Monitoreo
- Señales cardíacas
- Arritmias
- Telemedicina
- Dispositivo portátil
- Bluetooth
- Plataforma móvil
- Almacenamiento en la nube
- Seguimiento remoto

Resumen

Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en el mundo, con 17.9 millones de fallecimientos anuales (32 % del total). El monitoreo constante de las señales cardíacas permite detectar arritmias, isquemias y otros eventos, reduciendo complicaciones. Las tecnologías portátiles, junto con la telemedicina y la nube, facilitan el seguimiento remoto de pacientes en riesgo. Este trabajo propone un dispositivo portátil que capta señales del corazón, las envía por Bluetooth a un smartphone y las almacena en la nube, permitiendo acceso continuo a usuarios y médicos. Basado en un diseño previo de la startup BPS Tecnología e Innovación, el proyecto incorpora mejoras en componentes, circuitos e interfaces para optimizar la señal y la usabilidad del sistema.

Keywords:

- Cardiovascular diseases
- Monitoring
- Cardiac signals
- Arrhythmias
- Telemedicine
- Portable device
- Bluetooth
- Mobile platform
- Cloud storage
- Remote tracking

Abstract

Cardiovascular diseases are the leading cause of death worldwide, with 17.9 million deaths annually (32 % of the total). Constant monitoring of cardiac signals makes it possible to detect arrhythmias, ischemias, and other events, reducing complications. Portable technologies, together with telemedicine and cloud services, facilitate the remote monitoring of at-risk patients. This work proposes a portable device that captures heart signals, transmits them via Bluetooth to a smartphone, and stores them in the cloud, allowing continuous access for users and doctors. Based on a previous design by the startup BPS Tecnología e Innovación, the project incorporates improvements in components, circuits, and interfaces to optimize signal quality and system usability.

1. Introducción

Las enfermedades cardiovasculares son una de las principales causas de muerte a nivel mundial, responsables de cerca de un tercio de los fallecimientos anuales. Este escenario convierte al monitoreo y prevención de patologías cardíacas en una oportunidad de mejora de la atención a pacientes.

El seguimiento continuo y en tiempo real de las señales cardíacas permite detectar de manera temprana arritmias y otros eventos críticos, reduciendo complicaciones y mejorando la calidad de vida de los pacientes. En este contexto, las tecnologías portátiles y la telemedicina han impulsado nuevas soluciones para el cuidado remoto y preventivo de la salud.

El presente proyecto propone el desarrollo de un dispositivo portátil capaz de captar señales del corazón, transmitir las a un teléfono inteligente mediante

Bluetooth y almacenarlas en la nube. A través de una aplicación móvil asociada, pacientes y médicos pueden acceder de forma remota y segura a los registros, lo que facilita un control más eficaz y personalizado.

El diseño parte de un prototipo desarrollado en el Laboratorio de Equipos Médicos de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Asunción, incorporando cambios de hardware en el acondicionamiento de la señal, el diseño de la PCB y las interfaces de usuario.

En conjunto, la solución planteada se alinea con las tendencias globales de salud digital y medicina preventiva, aportando una herramienta, escalable y orientada a mejorar la supervisión de pacientes con riesgo reaccionados al corazón.

2. Objetivo General

Diseñar e implementar un sistema integrado de hardware y software para el monitoreo de señales ECG, que permita registrar la actividad cardíaca a través de una aplicación móvil con almacenamiento en la nube.

3. Objetivos Específicos

- Diseñar un circuito portátil para el monitoreo de la actividad cardíaca a través de la medición de las señales eléctricas de polarización y despolarización del corazón.
- Implementar técnicas de acondicionamiento de la señal ECG en el hardware.
- Implementar filtros digitales y minimizar interferencias en la señal.
- Optimizar el firmware del dispositivo mejorando el procesamiento digital de señales y el envío de los datos.
- Desarrollar una aplicación móvil con almacenamiento en la nube que permita el monitoreo de las señales cardíacas y la interacción entre usuarios y médicos.

4. Marco Teórico

4.1. El Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es el registro de la actividad eléctrica del corazón, una técnica no invasiva, rápida y sencilla que permite detectar y evaluar diversas alteraciones cardíacas. Gracias a él, es posible diagnosticar arritmias, taquicardias, bradicardias, enfermedad coronaria, alteraciones del miocardio y malformaciones congénitas.

Su desarrollo se remonta al siglo XIX. En 1856, Kolliker y Müller identificaron la naturaleza bioeléctrica del corazón.

Posteriormente, los avances técnicos impulsaron la evolución hacia el ECG moderno. Fue Willem Einthoven quien revolucionó la electrocardiografía al introducir en 1895 la nomenclatura de las ondas P, Q, R, S y T, y al construir en 1901 el galvanómetro de cuerda, mucho más preciso que los instrumentos anteriores. Este dispositivo, aunque voluminoso y complejo, consolidó al electrocardiograma como herramienta diagnóstica y le valió a Einthoven el Premio Nobel de Fisiología o Medicina en 1924.

En este contexto, Einthoven es considerado el “padre de la electrocardiografía”, ya que su galvanómetro sentó las bases de los electrocardiógrafos modernos y abrió la puerta a su producción comercial a partir de 1903, en la Figura 1 observamos el primer galvanómetro comercial.

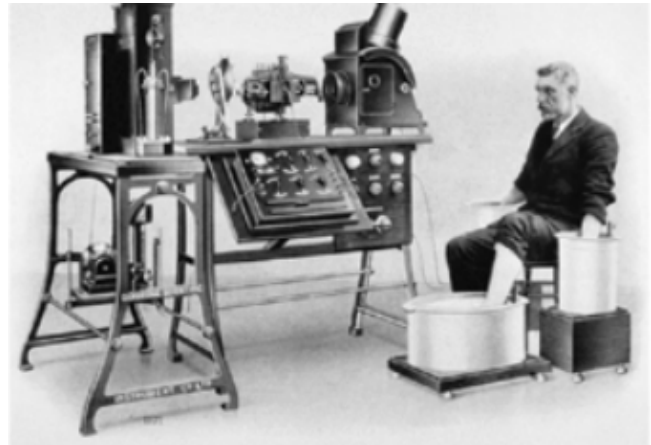


Figura 1: Primer Galvanómetro Comercial. **Fuente:** Sistema de adquisición portátil con telemetría Bluetooth para señales biomédicas [1].

4.2. Técnicas de monitoreo

- **Electrocardioscopia:** Método no invasivo que emplea electrodos en la superficie de la piel para registrar la señal eléctrica del corazón [2].
- **Cateterismo cardíaco:** Técnica invasiva que introduce un catéter en cavidades y vasos cardíacos para medir presiones, flujos sanguíneos y oxigenación [3].
- **Monitores de eventos cardíacos:** Dispositivos portátiles que registran episodios específicos de actividad eléctrica cuando el paciente presenta síntomas como palpitaciones o síncope [4].
- **Monitor Holter:** Sistema portátil de registro continuo, que mide la actividad cardíaca durante 24 a 48 horas. Resulta especialmente útil para detectar arritmias intermitentes [5].

4.3. Fundamentos de la Electrofisiología Cardíaca

4.3.1. Anatomía y fisiología cardíaca

El corazón humano está formado por cuatro cámaras —dos aurículas y dos ventrículos— y posee un sistema especializado de conducción eléctrica que regula sus contracciones de manera coordinada.

El proceso de activación comienza en el nodo sinoauricular (SA), ubicado en la aurícula derecha, que actúa como el marcapasos natural. Desde allí, el impulso eléctrico se propaga hacia el nodo auriculoventricular (AV), donde se produce un breve retraso que asegura la contracción completa de las aurículas antes de la activación de los ventrículos. Posteriormente, la señal se transmite a través del haz de His, que se divide en ramas derecha e izquierda que recorren el tabique interventricular. Finalmente, las fibras de Purkinje distribuyen el estímulo eléctrico por las paredes ventriculares, permitiendo una contracción sincronizada y eficiente.

4.3.2. Derivaciones Electrocardiográficas

Las derivaciones electrocardiográficas corresponden a registros de la actividad eléctrica del corazón obtenidos mediante electrodos colocados en posiciones estandarizadas sobre la superficie corporal. Estas configuraciones permiten amplificar y representar el potencial eléctrico generado durante cada ciclo cardíaco, facilitando su análisis. Se distinguen dos tipos principales:

- **Bipolares:** miden la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades (DI, DII y DIII). Estas derivaciones pueden representarse en el *triángulo de Einthoven*, donde el centro corresponde al punto de referencia eléctrico (Figura 2).
- **Unipolares:** comparan el potencial de un electrodo con un centro eléctrico de referencia (aVR, aVL y aVF).

Este sistema de derivaciones constituye la base del electrocardiograma de 12 derivaciones, ampliamente utilizado en la práctica clínica y considerado el estándar de referencia para el registro de señales cardíacas.

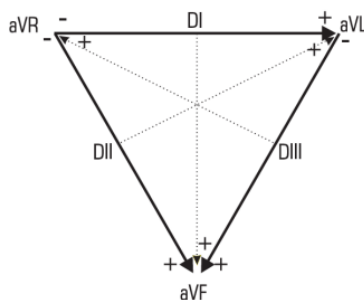


Figura 2: Representación del triángulo de Einthoven.
Fuente: Electrocardiografía [6].

4.3.3. Definición de las ondas, intervalos, segmentos y complejos electrocardiográficos

El ECG se compone de ondas, segmentos e intervalos que reflejan las distintas fases de la actividad eléctrica cardíaca, Figura 3. La onda P muestra la despolarización auricular y el intervalo PR mide la conducción desde el nodo sinusal hasta el inicio ventricular. El complejo QRS representa la despolarización de los ventrículos, mientras que el segmento ST y el punto J indican la fase de meseta y son clave para detectar isquemia. La onda T refleja la repolarización ventricular y el intervalo QT abarca todo el proceso de despolarización-repolarización. Finalmente, la discreta onda U aparece después de la T y se asocia con la repolarización de estructuras especializadas.

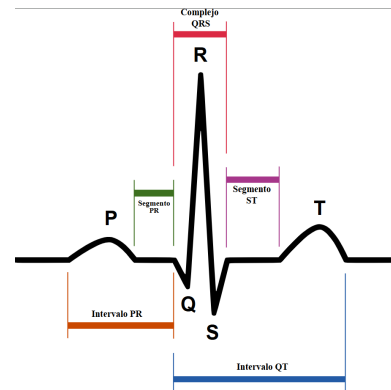


Figura 3: Partes del sistema de conducción de pulsos. **Fuente:** Elaboración propia.

4.3.4. Anomalías Cardíacas

El ECG permite identificar alteraciones del ritmo y la conducción cardíaca, como arritmias, bloqueos o isquemias, que representan factores de riesgo para la salud cardíaca. Estas anomalías se reflejan en cambios característicos de las ondas y segmentos de la señal, lo que convierte al ECG en una herramienta esencial para el diagnóstico temprano y la prevención de complicaciones.

4.4. Instrumentos de medición

Los equipos clínicos de 12 derivaciones ofrecen alta precisión diagnóstica en hospitales, pero son voluminosos y limitados al entorno médico. En contraste, los monitores ambulatorios como el Holter permiten registros prolongados en la vida cotidiana del paciente, aunque su análisis es diferido y carece de conectividad en tiempo real. Estas limitaciones abren la oportunidad para soluciones portátiles, continuas y conectadas.

4.4.1. Internet de las cosas

La aplicación del Internet de las Cosas en salud (IoHT) impulsa dispositivos capaces de recolectar datos fisiológicos, transmitirlos a servidores y ofrecer servicios médicos en cualquier lugar y momento. Este enfoque habilita sistemas escalables, interoperables y de bajo costo, esenciales para un monitoreo accesible y continuo.

4.4.2. Almacenamiento en la nube

El almacenamiento en la nube ofrece flexibilidad y escalabilidad para guardar grandes volúmenes de datos médicos, permitiendo análisis longitudinales, integración con inteligencia artificial y acceso remoto inmediato. Sin embargo, requiere cumplir estrictas regulaciones de seguridad y protección de datos como LGPD, GDPR y HIPAA.

4.5. Técnicas de comunicación y procesamiento de señales

El sistema de adquisición de la señal ECG se basa en un circuito de acondicionamiento implementado con el módulo AD8232, el cual integra amplificación y filtrado analógico. Se diseñaron filtros pasa alto y pasa bajo de dos polos, con frecuencias de corte en 0.5 Hz y 40 Hz respectivamente, para eliminar la deriva de línea base, el ruido electromiográfico y las interferencias de red.

La configuración proporciona una ganancia total aproximada de 1100, adecuada para amplificar señales cardíacas de baja amplitud (0.5–5 mV) sin distorsión ni saturación.

Gracias a este diseño, la señal obtenida se encuentra limpia, estable y dentro del rango clínico de interés (0.5–40 Hz), permitiendo su digitalización, transmisión inalámbrica y análisis posterior en la plataforma móvil.

Una vez acondicionadas, requieren procesamiento digital para optimizar su calidad y extraer información clínica relevante. Mediante algoritmos de filtrado y detección, se identifican componentes característicos. Luego es posible transmitir la información a través de Bluetooth, Wifi y otros medios.

5. Metodología del diseño

La metodología empleada tuvo un enfoque incremental que abarcó desde la planificación conceptual hasta la implementación práctica del sistema de monitoreo cardíaco portátil, Figura 4.



Figura 4: Flujo general del desarrollo. **Fuente:** Elaboración propia.

El desarrollo del proyecto se divide en tres áreas principales: electrónica, mecánica y programación. Primero se definen las funcionalidades del dispositivo y, con base en ellas, se seleccionan los componentes, se diseña y valida la placa para luego ensamblarla. Paralelamente se desarrollan el firmware y el diseño de la carcasa ajustado a las dimensiones del hardware. Una vez listo el dispositivo, se implementa una plataforma móvil para la visualización y almacenamiento de datos.

5.1. Diseño electrónico

El dispositivo fue diseñado para cumplir con una serie de requerimientos funcionales y técnicos:

- Captura, acondicionamiento y procesamiento de señales cardíacas.

- Transmisión inalámbrica de los datos hacia una plataforma de visualización.
- Diseño compacto, ligero y de bajo consumo energético.
- Costo accesible y componentes de fácil integración.
- Inclusión de funcionalidades complementarias:
 - Indicadores visuales y sonoros de funcionamiento.
 - Monitoreo del nivel de carga de la batería.

5.1.1. Diseño esquemático del circuito

El diseño esquemático de la Figura 5, detalla los bloques funcionales que permiten la adquisición y procesamiento de señales cardíacas. El esquema general se dividió en secciones que incluyen el microcontrolador, adquisición de señal, regulación de voltaje, salidas digitales, carga y monitoreo de batería.

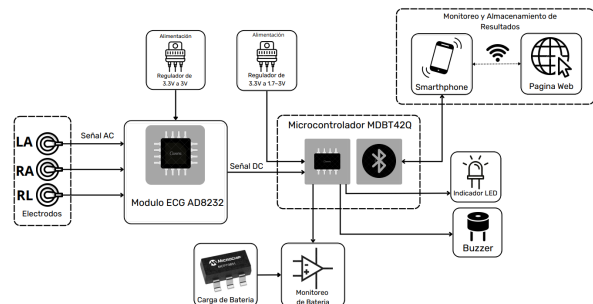


Figura 5: Diagrama de bloques del proyecto. **Fuente:** Elaboración propia.

5.1.2. Selección y descripción de componentes electrónicos

Para garantizar un sistema compacto, eficiente y confiable, se seleccionaron los siguientes componentes clave:

- **Microcontrolador MDBT42Q:** integra un procesador ARM Cortex-M4F con módulo *Bluetooth Low Energy* embebido, lo que permite procesamiento eficiente y transmisión inalámbrica en un solo dispositivo, manteniendo un tamaño reducido Figura 6.



Figura 6: Microcontrolador MDBT42Q. **Fuente:** digi-Key.

- **Circuito integrado AD8232:** diseñado para adquisición de señales ECG, incluye filtros configurables, amplificación integrada y detección de electrodos desconectados, lo que asegura una señal confiable, Figura 7.



Figura 7: Circuito integrado AD8232. **Fuente:** digiKey.

- **Alimentación mediante reguladores dedicados:** se implementaron dos reguladores de voltaje, uno por el módulo de adquisición y otro por el microcontrolador. Esta configuración reduce el acoplamiento de ruidos provenientes de la transmisión Bluetooth.

En conjunto, esta selección de componentes asegura el cumplimiento de los requisitos del sistema en cuanto a miniaturización, bajo consumo y estabilidad en la adquisición y transmisión de la señal.

5.1.3. Diseño del circuito

El diseño del sistema fue elaborado en *KiCad*, integrando todos los módulos necesarios para la adquisición, procesamiento y transmisión de la señal ECG.

Microcontrolador

El núcleo del sistema está basado en el microcontrolador MDBT42Q, encargado del procesamiento digital y la comunicación inalámbrica vía BLE. La Figura 8 muestra el esquema correspondiente, donde se destacan las líneas de alimentación y comunicación.

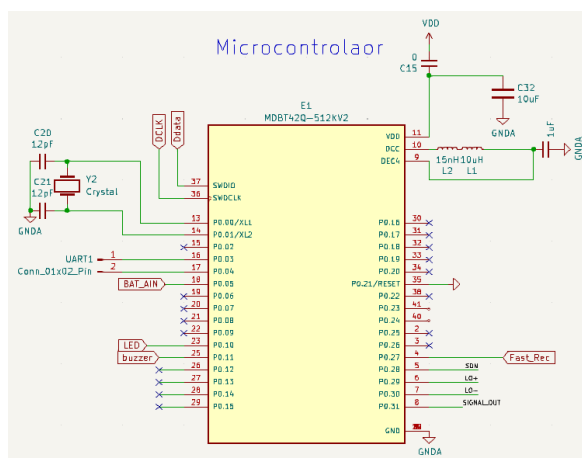


Figura 8: Esquemático del microcontrolador MDBT42Q. **Fuente:** Elaboración propia.

5.1.4. Módulo de adquisición de señal

El módulo AD8232 constituye la etapa de acondicionamiento y amplificación de la señal ECG. Se implementaron filtros pasa altos y pasa bajos, junto con un sistema de supresión de interferencias de línea. La Figura 9 muestra el esquema utilizado en el prototipo.

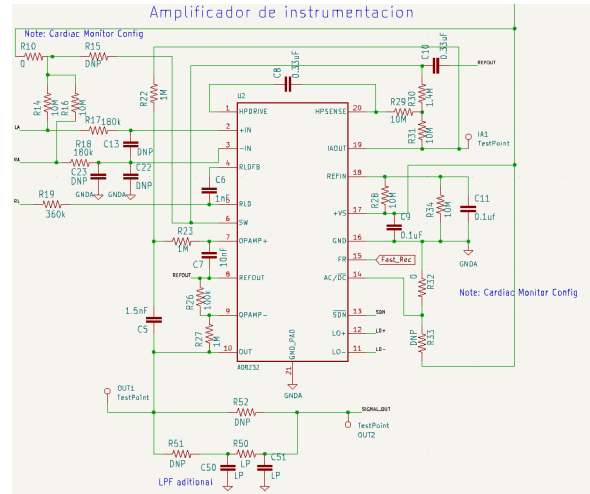


Figura 9: Esquemático del AD8232. **Fuente:** Elaboración propia.

5.1.5. Integración de módulos adicionales

Además de los bloques principales, el diseño incluye:

- Reguladores de voltaje dedicados para la alimentación del microcontrolador y del módulo de adquisición.
- Un circuito de carga y monitoreo de batería basado en el integrado MCP73831.
- Periféricos auxiliares como electrodos, indicadores LED y buzzer.

5.2. Diseño y fabricación de PCB

El diseño final de la PCB fue optimizado considerando la minimización del ruido, la separación entre etapas analógicas y digitales, y la reducción de interferencias electromagnéticas. La ubicación de componentes y el ruteo de pistas, como las asociadas a la señal ECG son características críticas en este tipo de aplicación.

El esquema incluye el microcontrolador, el módulo de adquisición de señal, los reguladores de voltaje y los conectores para sensores y alimentación, Figuras 10 y 11. Finalmente, los archivos Gerber generados en *KiCad* permitieron preparar la placa para su fabricación, con dimensiones ajustadas a los requerimientos de portabilidad del dispositivo.

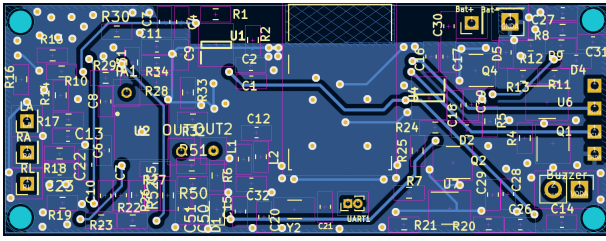


Figura 10: Diseño de la capa superior del PCB. **Fuente:** Elaboración propia.

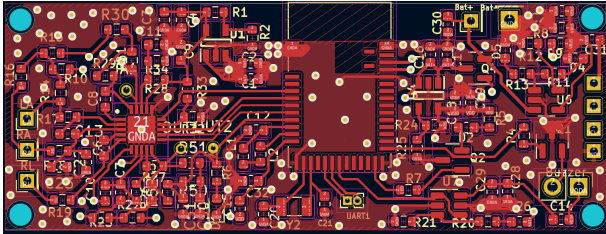


Figura 11: Diseño de la capa inferior del PCB. **Fuente:** Elaboración propia.

5.3. Montaje

Se procedió al montaje del circuito en la PCB siguiendo una metodología sistemática. Este proceso incluyó la clasificación y preparación de los componentes, la aplicación de pasta de soldadura mediante stencil, la colocación precisa de los elementos y la soldadura en plancha.

Posteriormente, se realizaron procesos de limpieza y verificación de continuidad para asegurar la ausencia de cortocircuitos y el correcto asentamiento de todos los componentes en la placa. Finalmente, se integraron los periféricos como electrodos, interruptores, batería y conectores de comunicación, dejando el sistema listo para la etapa de pruebas funcionales, como se ve en la Figura 12.

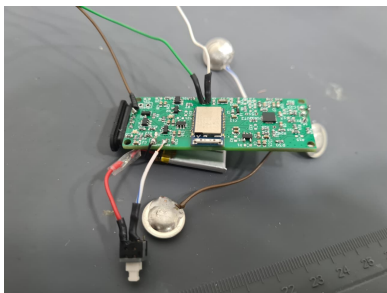


Figura 12: Circuito montado con periféricos integrados. **Fuente:** Elaboración propia.

5.4. Diseño mecánico

El diseño mecánico del dispositivo se concibió priorizando la ergonomía, la compacidad y la seguridad en contacto con el paciente, con una carcasa

libre de aristas cortantes y dimensiones optimizadas para su portabilidad, como se ve en la Figura 13.

El conjunto se compone de dos piezas principales: una base para alojar la electrónica, batería y conexiones, y una tapa superior que asegura el ensamblaje final. El cierre se realizó mediante un encastre tipo pestaña con ajuste por presión, lo que permitió un montaje firme sin necesidad de herramientas.

En cuanto a materiales, se seleccionó ABS como opción base por su resistencia mecánica y bajo costo, y se evaluó ABS/PC como alternativa en aplicaciones que requieren mayor resistencia química y estructural. Ambos son compatibles con el moldeo por inyección de plástico, proceso previsto para su fabricación en serie.

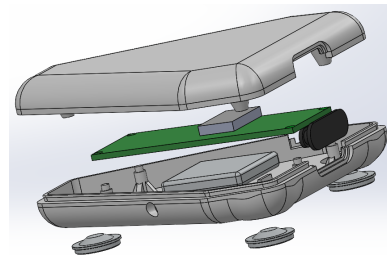


Figura 13: Modelo CAD ensamblado del dispositivo. **Fuente:** Elaboración propia.

Finalmente, se procedió al montaje físico del dispositivo, integrando la electrónica y la batería en la carcasa. El encastre seleccionado permitió un cierre seguro y desmontaje controlado. El montaje final del ECG portátil se muestra en la Figura 14.

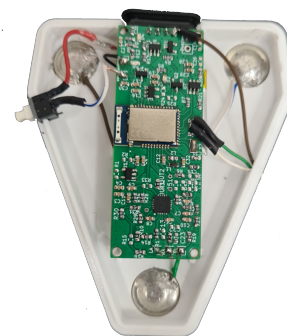


Figura 14: Montaje final del dispositivo ECG portátil. **Fuente:** Elaboración propia.

5.5. Firmware del dispositivo

El firmware del dispositivo es responsable de adquirir la señal ECG, procesarla digitalmente para mejorar su calidad y transmitirla de forma inalámbrica mediante tecnología Bluetooth Low Energy (BLE).

La Figura 15 muestra el diagrama de flujo con las principales operaciones: adquisición, filtrado digital y

transmisión.

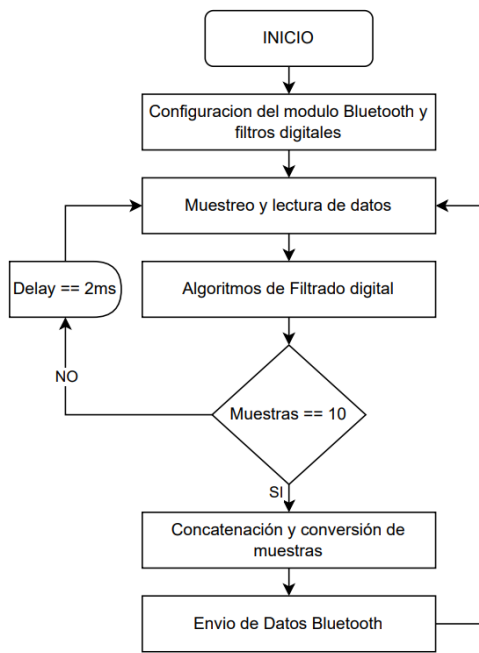


Figura 15: Diagrama de flujo del firmware del dispositivo. **Fuente:** Elaboración propia.

5.5.1. Filtrado digital de la señal ECG

Para garantizar la calidad clínica de la señal, se implementaron algoritmos de filtrado digital que complementan al acondicionamiento analógico:

- **Filtro Notch de 50 Hz:** elimina la interferencia de la red eléctrica.
- **Filtro de media móvil:** reduce picos espurios y ruido aleatorio.
- **Filtro IIR de primer orden:** actúa como pasabajas digital, suavizando la señal.

La combinación de estos filtros mejora notablemente la visualización de las ondas P, QRS y T, esenciales para la interpretación médica.

Frecuencia de muestreo

Se seleccionó una frecuencia de muestreo de:

$$f_s = 500 \text{ Hz}, \quad (1)$$

lo que permite capturar con fidelidad la morfología de las ondas cardíacas y aplicar algoritmos de procesamiento.

Transmisión inalámbrica

Para la comunicación con dispositivos móviles se utilizó Bluetooth Low Energy (BLE) bajo el protocolo GATT. Este esquema permite estructurar los datos en

servicios y características, transmitiéndolos de manera eficiente y con bajo consumo energético, garantizando además compatibilidad multiplataforma y seguridad en la transmisión de datos médicos.

5.6. Desarrollo de aplicación móvil

Como parte esencial del sistema, se desarrolló una aplicación móvil, destinada a la visualización en tiempo real de la señal ECG y a la consulta de registros históricos almacenados en la nube.

La aplicación fue implementada en React Native, lo que garantiza compatibilidad con Android y iOS, se conecta con el dispositivo mediante Bluetooth Low Energy. Para la gestión de datos se emplea una API REST basada en Django, que asegura el almacenamiento seguro de mediciones y sesiones de usuario en un servidor remoto.

La navegación de la aplicación sigue el esquema de pestañas inferiores, con tres pantallas principales: Medición, Historial y Usuario.

El diseño final integra estas funcionalidades en una interfaz optimizada para la interacción tanto de pacientes como de médicos, priorizando la accesibilidad y la claridad en la visualización de datos biomédicos. La Figura 16 muestra la vista general de este diseño final.



Figura 16: Diseño final de la aplicación móvil. **Fuente:** Elaboración propia.

5.7. Almacenamiento en la nube

El sistema desarrollado requiere un almacenamiento confiable y accesible para los registros de ECG. Para ello se diseñó un backend personalizado basado en el framework Django, lo que permitió gestionar de manera centralizada la base de datos y los servicios de comunicación con la aplicación móvil.

El diseño de la base de datos incluyó modelos para usuarios, pacientes, doctores y mediciones, asegurando la organización eficiente y segura de los datos clínicos. La Figura 17 muestra el modelo relacional final de la base de datos.



Figura 17: Modelos relacional **Fuente:** Elaboración propia.

El backend expone una API REST, desarrollada con Django REST Framework, que permite el intercambio de información con la aplicación móvil mediante operaciones de envío, consulta y autenticación. La arquitectura general de esta integración se ilustra en la Figura 18.

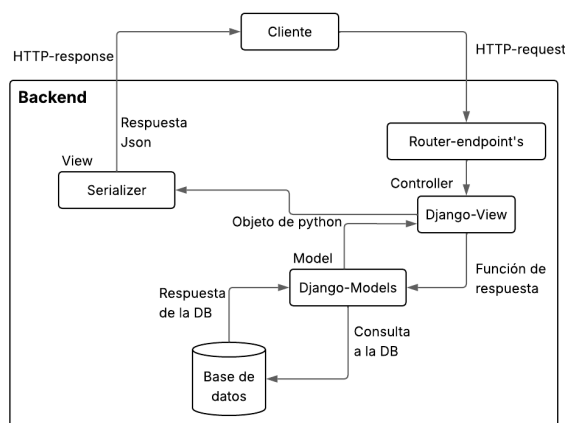


Figura 18: Esquema de la arquitectura backend y su integración con la aplicación móvil. **Fuente:** Elaboración propia.

Inicialmente se utilizó SQLite3 como motor de base de datos para pruebas de desarrollo, con la posibilidad de migrar a PostgreSQL o MySQL en un entorno

de producción. Esta infraestructura asegura escalabilidad, seguridad y flexibilidad en la gestión de datos clínicos.

6. Diseño Resultados experimentales y análisis

6.1. Pruebas del filtro analógico

Se llevaron a cabo pruebas experimentales para evaluar el desempeño del filtrado analógico del módulo AD8232. Para ello, se empleó un generador de señales cardíacas y un osciloscopio, lo que permitió simular diferentes frecuencias y analizar la respuesta del circuito. Durante las mediciones se detectó la presencia de un ruido predominante a 50 Hz, Figura 19, atribuido a interferencias de la red eléctrica y a la sensibilidad de los componentes del montaje. Este resultado evidenció la necesidad de aplicar un filtrado complementario, ya sea digital o mediante mejoras en el blindaje del sistema.

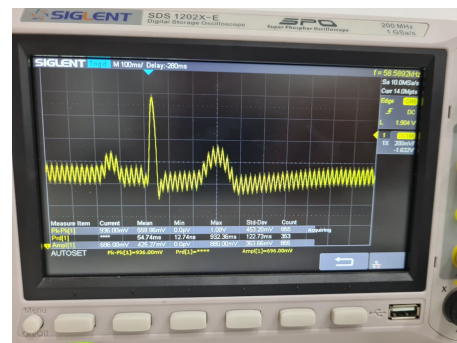


Figura 19: Señal de salida del AD8232 con frecuencia cardíaca de 60 BPM. **Fuente:** Elaboración propia.

6.2. Pruebas de procesamiento digital de la señal

Con el objetivo de validar el procesamiento digital implementado en el microcontrolador, se diseñó una disposición experimental que integró el generador de señales cardíacas ESA615, el hardware desarrollado y una computadora para la visualización en tiempo real Figura 20.

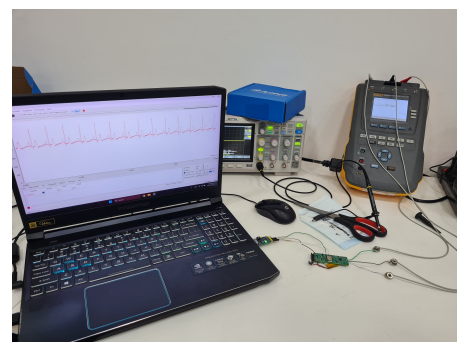


Figura 20: Disposición experimental para pruebas de procesamiento digital. **Fuente:** Elaboración propia.

La señal digitalizada nuevamente evidenció la persistencia del ruido de 50 Hz proveniente de la red eléctrica Figura 21, lo que motivó la implementación de una cadena de filtrado digital.

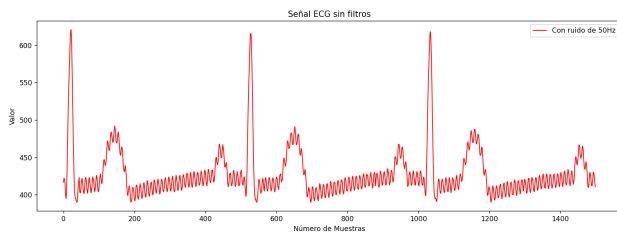


Figura 21: Señal digitalizada con presencia de ruido de 50 Hz. **Fuente:** Elaboración propia.

El sistema final combinó diferentes técnicas de procesamiento —incluyendo un filtro Notch, un filtro de media móvil y un filtro IIR de primer orden— logrando atenuar de manera significativa las interferencias sin distorsionar la morfología del ECG. La disposición de filtros implementados y el resultado comparativo entre la señal original y la procesada se ilustran en la Figura 22 y la Figura 23, respectivamente, mostrando una mejora clara en la calidad de la señal.

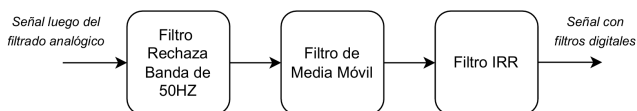


Figura 22: Etapas del procesamiento digital implementado. **Fuente:** Elaboración propia.

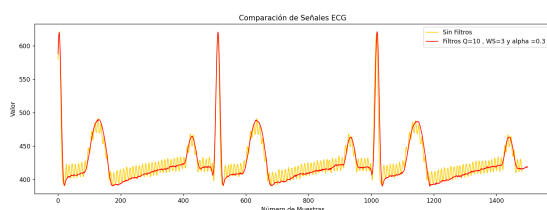


Figura 23: Comparativa entre señal original y señal procesada digitalmente. **Fuente:** Elaboración propia.

Finalmente, el análisis espectral permitió confirmar cuantitativamente la efectividad del procesamiento. El espectro filtrado Figura 24 evidenció la reducción del ruido y la preservación de las bandas asociadas a las ondas P, QRS y T.

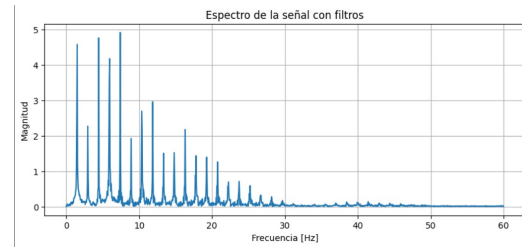


Figura 24: Espectro en frecuencia de la señal ECG tras aplicar los filtros digitales. **Fuente:** Elaboración propia.

6.3. Integración del sistema

Una vez validada la señal en la etapa de filtrado analógico, se procedió a comprobar el funcionamiento del módulo de comunicación inalámbrica mediante *Bluetooth Low Energy*, utilizando el protocolo GATT, adecuado para dispositivos de bajo consumo.

Durante las pruebas experimentales se determinó que cada muestra requerirá 16 bits, por lo que el sistema transmite un máximo de 10 muestras por ciclo (20 bytes). Dado que la adquisición se realiza cada 2 ms, la transmisión equivale a 10 muestras cada 20 ms. Inicialmente, esta velocidad generó saturaciones en la aplicación móvil al intentar visualizar la señal en tiempo real. Para solucionarlo, se implementó un *buffer* intermedio que almacena los datos y los despliega en intervalos de 200 ms, logrando así una visualización estable y continua de hasta 20 segundos por registro.

6.4. Pruebas finales

Con la validación de la comunicación inalámbrica, el sistema se probó en condiciones reales. Para ello, se utilizaron electrodos autoadhesivos de uso clínico, acompañados de gel conductor para mejorar la calidad de la señal y reducir la impedancia de contacto. La correcta colocación del dispositivo sobre el cuerpo se muestra en la Figura 25.



Figura 25: Colocación adecuada del dispositivo sobre el cuerpo del paciente. **Fuente:** Elaboración propia.

Las pruebas se realizaron en distintos pacientes, solicitándoles mantener una postura inmóvil para minimizar artefactos de movimiento. El sistema transmitió y registró las señales en la aplicación móvil, verificándose un desempeño estable y confiable.

La Figura 26 presenta un ejemplo representativo de las señales obtenidas, que muestra una adecuada morfología de las ondas del ECG.



Figura 26: Registro de señal ECG en un paciente.
Fuente: Elaboración propia.

En conclusión, la precisión de la medición depende en gran medida de la correcta colocación de los electrodos y de la inmovilidad del paciente durante el registro. A pesar de ligeros artefactos residuales, las señales obtenidas fueron representativas y confiables para el análisis de la actividad eléctrica cardíaca.

7. Conclusiones y recomendaciones

El trabajo desarrollado abordó la necesidad de contar con dispositivos accesibles para el monitoreo continuo de la actividad cardíaca. Se diseñó y construyó un sistema portátil de una sola derivación capaz de adquirir, procesar y transmitir señales ECG hacia una aplicación móvil multiplataforma con almacenamiento en la nube, facilitando así el acceso remoto a los datos.

El dispositivo fue validado inicialmente en condiciones controladas mediante un generador de señales, confirmando el correcto desempeño del hardware. Posteriormente, se implementó un esquema de filtrado digital y un módulo de comunicación inalámbrica,

lo que permitió la transmisión estable de la señal y su visualización en tiempo real.

Las pruebas realizadas en personas demostraron que el sistema es capaz de registrar señales con morfología adecuada para interpretación clínica, lo que valida su uso como herramienta de apoyo en el monitoreo ambulatorio de la actividad cardíaca.

8. Trabajos Futuros

- Incorporación de múltiples derivaciones
- Implementación de análisis automático
- Ampliación de pruebas clínicas
- Interoperabilidad con sistemas médicos existentes
- Accesibilidad y usabilidad

Referencias

- [1] J. C. ROCA and D. D. P. J. J. R. CASTRO, "Sistema de adquisición portátil con telemetría bluetooth para señales biomédicas," *ESCOLA TÉCNICA SUPERIOR D'ENGINYERIA DE TELECOMUNICACIÓ DE BARCELONA*, p. 100, Mar 2009.
- [2] M. Leonard S. Lilly, *Cardiología. Bases fisiopatológicas de las cardiopatías*, 2nd ed. Wolters Kluwer, 2021.
- [3] C. D. L. E. del Hospital Universitario Miguel Servet. María Pilar Ariño Cortés. Enfermera del Hospital Universitario Miguel Servet. Silvia Aznar Arevalo. Enfermera del Hospital Clínico Lozano Blesa. M^a Cristina Núñez Martínez. Enfermera SACYL. Ana Mercedes Aparicio Izquierdo. Enfermera del Hospital provincial de Castellón. Noelia Andrés Gómez. Enfermera del Hospital Universitario Miguel Servet., "Sobre el cateterismo cardiaco," *Revista Sanitaria de Investigación*, aug 2023.
- [4] M. S. T. E. I. O. F. S. S. O. G. E. A. A. G. C. Akdeniz and V. Tuzcu, "Using a cardiac event recorder in children with potentially arrhythmia-related symptoms," <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/j.1542-474X.2006.00067.x>, vol. 5, no. 21, pp. 500–507, feb 2016.
- [5] H. L. Kennedy, "The history science and innovation of holter technology," <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/j.1542-474X.2006.00067.x>, vol. 1, no. 11, pp. 85–94, feb 2006.
- [6] M. D. R. and B. E. V. A., Eds., *Electrocardiografía*. Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular, 2008.